

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**



19 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

12 **Offenlegungsschrift**
10 **DE 40 40 537 A 1**

51 Int. Cl. 5:
B 01 J 19/10
// A 61 B 17/22, 17/36

21 Aktenzeichen: P 40 40 537.0
22 Anmeldetag: 18. 12. 90
43 Offenlegungstag: 8. 8. 91

DE 40 40 537 A 1

30 Unionspriorität: 32 33 31

02.02.90 JP 2-22241	13.02.90 JP 2-32099
27.03.90 JP 2-77375	28.03.90 JP 2-79716
29.03.90 JP 2-78918	29.03.90 JP 2-78919
15.06.90 JP 2-155522	29.06.90 JP 2-170232
24.07.90 JP 2-193802	31.07.90 JP 2-201132
23.10.90 JP 2-283322	

71 Anmelder:

Olympus Optical Co., Ltd., Tokio/Tokyo, JP

74 Vertreter:

Kuhnen, R., Dipl.-Ing.; Wacker, P., Dipl.-Ing.
Dipl.-Wirtsch.-Ing.; Färniß, P., Dipl.-Chem.
Dr.rer.nat.; Brandl, F., Dipl.-Phys., Pat.-Anwälte;
Hübner, H., Dipl.-Ing., Rechtsanw., 8050 Freising

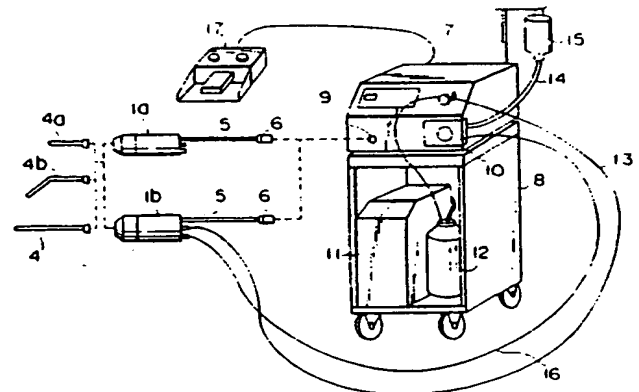
72 Erfinder:

Sakurai, Tomohisa; Kubota, Tetsumaru, Hachioji,
Tokio/Tokyo, JP; Kubota, Tatsuya, Sagamihara,
Kanagawa, JP; Kagawa, Hiroaki; Ikeda, Yuichi;
Okada, Mitsumasa; Karasawa, Hitoshi; Nagazumi,
Hideo; Hijii, Kazuya; Suzuta, Toshihiko; Kudo,
Masahiro, Hachioji, Tokio/Tokyo, JP; Yoshino, Kenji,
Tama, Tokio/Tokyo, JP; Hagino, Tadao, Yokohama,
JP

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

54 Ultraschallvorrichtung

- 57 Eine Ultraschallvorrichtung beispielsweise für medizinische Einsatzzwecke umfaßt ein Handstück (1a, 1b) mit einem Ultraschalloszillator, eine Sonde (4a, 4b, 4c), welche entfernbar an dem Handstück anordenbar ist, eine Treibereinheit (7) zum Betrieb des Ultraschalloszillators und eine Vorrichtung zur Identifizierung des Handstückes (1a, 1b), wenn dieses an der Treibereinheit (7) angeschlossen wird.



DE 40 40 537 A 1

Beschreibung

Die Erfindung betrifft eine Ultraschallvorrichtung zum Schneiden oder Emulsieren lebenden Gewebes oder zum Zertrümmern von Körpersteinen, indem dem Gewebe oder dem Körperstein Ultraschallvibration zugeführt wird.

Bei einer Ultraschallvorrichtung zum Schneiden oder Emulsieren lebenden Gewebes oder zum Zertrümmern von Körpersteinen in Organen durch Zuführung von Ultraschallvibrationen ist ein Handstück vorgesehen, welches einen Ultraschalloszillator beinhaltet, eine Sonde an dem Handstück und eine Treibervorrichtung zum Betreiben des Ultraschalloszillators.

Nur einige wenige Typen von Handstücken sind verfügbar zur Verwendung in Kombination mit der Treibervorrichtung. Eine herkömmliche Ultraschallvorrichtung kann nicht nur dazu verwendet werden, relativ elastisches Gewebe, wie beispielsweise Blutgefäße oder Gehirngewebe zu schneiden, sondern kann auch andere Gewebe, wie beispielsweise Muskelgewebe schneiden. Dies ist der Grund, warum derartige Ultraschallvorrichtungen in unterschiedlichsten chirurgischen Vorgängen eingesetzt werden, beispielsweise Operationen an der Leber, wo eine Vielzahl von Blutgefäßen vorliegt, oder dem Gehirn, welches bei der Operation ebenfalls bestimmte Anforderungen stellt. Weiterhin werden Ultraschallvorrichtungen in der Endoskopie-Chirurgie verwendet, da die Beschädigung lebenden Gewebes gering ist.

Wenn jedoch eine Ultraschallvorrichtung verwendet wird, ist es für einen Chirurgen notwendig, die Steuer- oder Kontrollwerte der Vorrichtung, wie beispielsweise Ausgangsleistung des Ultraschalloszillators, Flußrate einer Flüssigkeit, welche dem zu behandelnden Gewebe zugeführt wird und dergleichen einjustieren zu können, um die Operation erfolgreich durchführen zu können. Somit müssen mehrere Treibervorrichtungen vorgesehen werden, von denen jede dafür ausgelegt ist, geeignete Steuerwerte zu liefern, die zur Durchführung einer ganz speziellen chirurgischen Operation nötig bzw. geeignet sind.

Es müssen somit unterschiedliche Typen von Handstücken und unterschiedliche Typen von Sonden bereitgestellt werden, so daß ein Chirurg diese unterschiedlichsten Kombinationen verwenden kann, um die jeweilig optimale Kombination für die bestimmte Operation zu haben. Der Chirurg setzt eines der Handstücke und eine der Sonde an die Treibervorrichtung an, welche für die jeweils durchzuführende Operation ausgewählt worden ist. Da jede Treibervorrichtung in Kombination mit Handstücken unterschiedlicher Charakteristika und ebenso mit Sonden unterschiedlicher Charakteristika verwendet werden muß, fallen bekannte Treibervorrichtungen in nachteiliger Weise groß aus und sind auch entsprechend komplex im Aufbau.

Demgegenüber ist es Aufgabe der vorliegenden Erfindung, eine Ultraschallvorrichtung bereitzustellen, welche für unterschiedlichste Einsatzzwecke geeignet ist.

Die Lösung dieser Aufgabe erfolgt erfindungsgemäß durch die im Anspruch angegebenen Merkmale.

Weitere Einzelheiten, Aspekte und Vorteile der vorliegenden Erfindung ergeben sich aus der nachfolgenden Beschreibung unter Bezugnahme auf die Zeichnung.

Es zeigt:

Fig. 1 bis 8 eine Ultraschallvorrichtung gemäß einer ersten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung, wobei Fig. 1 eine perspektivische Ansicht der Vorrichtung ist, Fig. 2 schematisch den Signalübertragungsabschnitt in der Vorrichtung zeigt, Fig. 3A bis 3C drei alternative Vorrichtungen zur Identifizierung des Handstückes an der Treibereinrichtung zeigen, Fig. 4 ein Blockdiagramm des inneren Aufbaus der Vorrichtung ist, Fig. 5A und 5B graphische Darstellungen der Charakteristika unterschiedlicher Sonden sind, die in der Vorrichtung verwendet werden können, Fig. 6 eine sogenannte ID-Einrichtung der Treibereinheit zeigt, Fig. 7A und 7B graphische Darstellungen der Charakteristika der Sonden sind und Fig. 8 ein Flußdiagramm ist zur Erläuterung, wie die Steuerwerte zu ändern sind, die für das mit der Treibereinheit der Vorrichtung verbundene Handstück gesetzt sind;

Fig. 8 bis 12 die Treibereinheit der Ultraschallvorrichtung gemäß der ersten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung, wobei Fig. 9 das Bedienungsfeld der Vorrichtung zeigt, Fig. 10 ein Blockdiagramm der Treibereinheit ist und Fig. 11 und 12 Flußdiagramme sind zur Erläuterung, wie die Steuerwerte zu setzen sind, die für das mit der Treibereinheit verbundene Handstück geeignet sind;

Fig. 13 und 14 Abwandlungen der ersten Ausführungsform, wobei Fig. 13 ein Längsschnitt durch eine Handstück und zwei alternative Sonden ist und Fig. 14 ein Diagramm darstellt, zur Veranschaulichung möglicher Kombinationen aus Handstück und Sonde;

Fig. 15 bis 17 eine zweite Abwandlung der ersten Ausführungsform, wobei Fig. 15 eine Vorderansicht der zweiten Abwandlung ist, Fig. 16 ein Absaugsystem in der zweiten Abwandlung zeigt und Fig. 17 ein Zeitdiagramm zur Erläuterung der Arbeitsweise des Absaugsystems ist;

Fig. 18 bis 21 eine Ultraschallvorrichtung gemäß einer zweiten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung, wobei Fig. 18 schematisch das Absaugsystem in der Vorrichtung zeigt, Fig. 19 ein Zeitdiagramm zur Erläuterung der Arbeitsweise des Absaugsystems zeigt und Fig. 20 und 21 Seitenansichten eines Auf/Zu-Ventils des Absaugsystems zeigen;

Fig. 22 und 23 Seitenansichten und Vorderansichten des Auf/Zu-Ventils des Absaugsystems in einer ersten Abwandlung der zweiten Ausführungsform;

Fig. 24 und 25 Seitenansichten und Vorderansichten des Auf/ Zu-Ventils im Absaugsystem gemäß einer zweiten Abwandlung der zweiten Ausführungsform;

Fig. 26 und 27 eine dritte Abwandlung der zweiten Ausführungsform, wobei Fig. 26 schematisch das Absaugsystem dieser Abwandlung zeigt und Fig. 27 ein Zeitdiagramm zur Erläuterung des Betriebs des Absaugsystems ist;

Fig. 28 das Absaugsystem zur Verwendung in einer vierten Abwandlung der zweiten Ausführungsform;

Fig. 29 das Absaugsystem zur Verwendung in einer fünften Abwandlung der zweiten Ausführungsform;

Fig. 30 und 31 Ansichten eines Endoskopes zur Einführung einer Sonde in eine Körperhöhle, wobei **Fig. 30** ein Längsschnitt durch das Endoskop und **Fig. 31** ein vergrößerter Längsschnitt durch einen Teil hiervon ist;

Fig. 32A einen Schnitt durch eine erste Abwandlung der Verbindungsstelle zwischen Endoskop und Handstück der Ultraschallvorrichtung gemäß der Erfindung;

Fig. 32B einen Schnitt durch eine zweite Abwandlung der Verbindungsstelle;

Fig. 32C einen Schnitt durch eine dritte Abwandlung der Verbindungsstelle;

Fig. 32D einen Schnitt durch eine vierte Abwandlung der Verbindungsstelle;

Fig. 33A bis 33C eine fünfte Abwandlung der Verbindungsstelle, wobei **Fig. 33A** ein Längsschnitt durch das Endoskop ist, **Fig. 33B** eine Seitenansicht der Verbindungsstelle ist und **Fig. 33C** einen Schnitt durch die Verbindungsstelle entlang Linie A-A in **Fig. 33C** zeigt;

Fig. 34A und 34B schematische Ansichten einer sechsten Abwandlung der Verbindungsstelle;

Fig. 35A und 35B eine weitere Abwandlung der Verbindungsstelle, wobei **Fig. 35A** eine Teilansicht der Verbindungsstelle ist und **Fig. 35B** eine Schnittdarstellung durch die Verbindungsstelle entlang Linie B-B in **Fig. 35A** ist;

Fig. 36 und 37 einen Längsschnitt bzw. Querschnitt durch den distalen Endbereich des Endoskopes;

Fig. 38 und 39 einen Längsschnitt bzw. Querschnitt durch den distalen Endbereich eines anderen Endoskopes;

Fig. 40 ein Handstück zur Verwendung in einer Ultraschallvorrichtung gemäß einer dritten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung, sowie die verschiedenen Vibrationsmoden, mit denen das Handstück betrieben werden kann;

Fig. 41 eine Abwandlung des Handstückes aus **Fig. 40**, sowie die unterschiedlichen Vibrationsmoden, mit denen dieses modifizierte Handstück betrieben werden kann;

Fig. 42 einen teilweisen Schnitt durch ein Handstück zur Verwendung in einer Ultraschallvorrichtung gemäß einer vierten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung zusammen mit der Wellenform der Ultraschallvibration dieses Handstückes;

Fig. 43 einen teilweisen Schnitt durch ein Behandlungswerkzeug zur Anordnung an dem Handstück von **Fig. 42**;

Fig. 44 einen teilweisen Schnitt durch die Verbindungsstelle zwischen Behandlungswerkzeug und Vibrationsübertragungsteil in dem Handstück;

Fig. 45A bis 45F Seitenansichten erster bis sechster Behandlungswerkzeuge, welche an dem Vibrationsübertragungsteil von **Fig. 44** anordenbar sind;

Fig. 45G einen Schnitt durch das sechste Werkzeug entlang Linie I-I in **Fig. 45F**;

Fig. 46A und 46B eine Seitenansicht bzw. Vorderansicht eines siebten Behandlungswerkzeuges;

Fig. 46C und 46D eine Seitenansicht bzw. Vorderansicht eines achten Behandlungswerkzeuges;

Fig. 46E und 46F eine Seitenansicht bzw. Vorderansicht eines neunten Behandlungswerkzeuges;

Fig. 46G und 46H eine Seitenansicht bzw. Vorderansicht eines zehnten Behandlungswerkzeuges;

Fig. 47 und 48 einen Längsschnitt bzw. eine Rückansicht eines Handstückes zur Verwendung in einer Ultraschallvorrichtung gemäß einer fünften Ausführungsform der vorliegenden Erfindung;

Fig. 49 einen Längsschnitt durch eine erste Abwandlung des Handstückes in den **Fig. 47 und 48**;

Fig. 50 eine perspektivische Ansicht zur Erläuterung, wie das Vibrationsübertragungsteil an dem Handstück zu befestigen ist;

Fig. 51 und 52 einen Längsschnitt bzw. einen vergrößerten Teilschnitt einer zweiten Abwandlung des Handstückes der **Fig. 47 und 48**;

Fig. 53 einen Querschnitt durch eine dritte Abwandlung des Handstückes aus den **Fig. 47 und 48**;

Fig. 54 bis 56 perspektivische Ansichten dreier weiterer Abwandlungen des Handstückes der **Fig. 47 und 48**;

Fig. 57 einen Teil der Elektrode des Ultraschalloszillators in dem Handstück der **Fig. 47 und 48**;

Fig. 58 eine Ansicht zur Erläuterung, wie ein Zuleitungsdraht mit der Elektrode verbunden wird;

Fig. 59 einen Teil einer ersten Abwandlung der Elektrode aus **Fig. 57**;

Fig. 60 eine Ansicht ähnlich der von **Fig. 58**;

Fig. 61 einen Teil einer zweiten Abwandlung der Elektrode aus **Fig. 57**;

Fig. 62 eine Ansicht ähnlich der **Fig. 58** oder **60**;

Fig. 63 eine perspektivische Ansicht eines Anschlußstückes zur Verbindung eines Zuleitungsdrahtes mit der Elektrode;

Fig. 64 bis 67 ein Handstück zur Verwendung in einer Ultraschallvorrichtung gemäß einer sechsten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung, wobei **Fig. 64** ein schematischer Längsschnitt durch das Handstück ist, **Fig. 65** ein Schnitt entlang Linie II-II in **Fig. 64** ist, **Fig. 66** ein Schnitt entlang Linie III-III in **Fig. 64** ist und **Fig. 67** den Handschalter des Handstückes und hierzu gehörende Elemente zeigt;

Fig. 68 eine Längsschnittdarstellung einer ersten Abwandlung des Handstückes aus **Fig. 64**;

Fig. 69 bis 71 die äußere Abdeckung der ersten Abwandlung des Handstückes von **Fig. 64**;

Fig. 72 und 73 eine teilweise Schnittdarstellung bzw. perspektivische Ansicht einer zweiten Abwandlung des Handstückes aus **Fig. 64**;

Fig. 74 und 75 eine teilweise Schnittdarstellung und einen Schnitt entlang Linie IV-IV in **Fig. 73** einer dritten Abwandlung des Handstückes aus **Fig. 64**;

Fig. 76 bis 80 weitere Abwandlungen des Handstückes, wobei **Fig. 76** ein Handstück mit einer speziellen Elektrodenanordnung zeigt, **Fig. 77** ein Handstück mit einer Wasserzufuhrleitung zeigt, **Fig. 78** einen Schnitt durch eine Abwandlung des Handstückes von **Fig. 77** zeigt, **Fig. 79** eine Seitenansicht einer weiteren Abwandlung des Handstückes aus **Fig. 77** zeigt und **Fig. 80** ein teilweiser Schnitt eines weiteren Handstückes ist;

Fig. 81 bis 85 eine weitere Abwandlung des Handstückes, wobei **Fig. 81** eine Seitenansicht der Abwandlung ist und die **Fig. 82 bis 85** Schnittdarstellungen zur schematischen Darstellung unterschiedlicher Flüssigkeitszufuhr-

leitungen sind, welche mit dem Handstück aus Fig. 81 verbindbar sind;

Fig. 86 und Fig. 87A und 87B ein Handstück zur Verwendung in einer Ultraschallvorrichtung gemäß einer siebten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung, wobei Fig. 86 einen Längsschnitt durch das Handstück zeigt und die Fig. 87A und 87B auseinandergezogene perspektivische Darstellungen hiervon sind;

Fig. 88 und Fig. 89A und 89B eine erste Abwandlung des Handstückes aus Fig. 86, wobei Fig. 88 einen Längsschnitt durch das Handstück zeigt und die Fig. 89A und 89B auseinandergezogene perspektivische Darstellungen hiervon zeigen;

Fig. 90 einen Schnitt durch einen Teil einer zweiten Abwandlung des Handstückes aus Fig. 86;

Fig. 91A und 91B auseinandergezogene perspektivische Darstellungen des Handstückes aus Fig. 90;

Fig. 92 eine Schnittdarstellung durch ein Handstück, welches geeignet ist, eine Perfusions- oder Spülflüssigkeit zuzuführen;

Fig. 93 einen Teil einer Abwandlung des Handstückes aus Fig. 92;

Fig. 94 eine Schnittdarstellung durch ein Handstück, welches einen Absaugunterdruck einstellen kann;

Fig. 95 einen Schnitt durch eine Abwandlung des Handstückes aus Fig. 94;

Fig. 96 einen Schnitt durch ein Handstück zur Verwendung in einer Ultraschallvorrichtung gemäß einer achten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung;

Fig. 97 einen Schnitt durch den rückwärtigen Bereich einer Abwandlung des Handstückes aus Fig. 96;

Fig. 98 und 99 ein Handstück mit einem verbesserten elektrischen Anschluß mit zwei Anschlußbereichen, wobei Fig. 98 eine Seitenansicht und Fig. 99 eine auseinandergezogene perspektivische Ansicht eines der Anschlüsse ist;

Fig. 100 bis 105 ein Handstück mit einem verbesserten Verdrahtungssystem, wobei die Fig. 100 und 101 teilweise Schnittdarstellungen des Handstückes sind, Fig. 102 ein Schnitt durch den Teil des Handstückes ist, wo ein Schalter angeordnet ist, Fig. 103 eine Seitenansicht eines Gummikontaktes ist, Fig. 104 ein teilweiser Schnitt von vorne des Flanschbereiches des Handstückes ist und Fig. 105 eine Abwandlung von Fig. 104 ist;

Fig. 106 einen Schnitt durch einen Hauptteil eines Handstückes zur Verwendung in einer Ultraschallvorrichtung gemäß einer neunten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung;

Fig. 107 und 108 eine erste Abwandlung des Handstückes aus Fig. 106, wobei Fig. 107 eine Seitenansicht ist und Fig. 108 ein Schnitt durch einen Teil dieser Abwandlung ist;

Fig. 109 einen Schnitt durch den Hauptteil einer zweiten Abwandlung des Handstückes aus Fig. 106;

Fig. 110 einen Schnitt durch eine dritte Abwandlung des Handstückes aus Fig. 106;

Fig. 111 und 112 ein Handstück zur Verwendung in einer Ultraschallvorrichtung gemäß einer zehnten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung, wobei Fig. 111 eine Seitenansicht ist und Fig. 112 einen Schnitt durch einen Teil des Handstückes zeigt;

Fig. 113 eine Seitenansicht einer ersten Abwandlung des Vibrationsübertragungsteils in dem Handstück von Fig. 111;

Fig. 114 eine Seitenansicht einer zweiten Abwandlung des Vibrationsübertragungsteils;

Fig. 115 bis 117 ein Handstück zur Verwendung in einer Ultraschallvorrichtung gemäß einer elften Ausführungsform der vorliegenden Erfindung, wobei Fig. 115 eine Seitenansicht des Handstückes ist, Fig. 116 einen teilweisen Schnitt hiervon zeigt und Fig. 117 einen Querschnitt entlang Linie V-V in Fig. 116 zeigt; und

Fig. 118 einen teilweisen Schnitt durch eine Abwandlung des Vibrationsübertragungsteils in dem Handstück aus Fig. 115.

Die Fig. 1 bis 8 zeigen eine Ultraschallvorrichtung gemäß einer ersten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung.

Gemäß Fig. 1 weist die Vorrichtung zwei Typen von Handstücken auf, das heißt, ein Standardhandstück 1a und ein verstärktes Handstück 1b. Jedes der Handstücke enthält einen Ultraschalloszillator 2, wie in Fig. 2 dargestellt. Der Ultraschalloszillator 2 weist ein Horn 3 auf, an welchem unterschiedliche Sonden 4a bis 4c anschließbar sind. Die Sonde 4a ist im allgemeinen als "kurze Sonde" bekannt, die Sonde 4b als "gebogene Sonde" und die Sonde 4c als "lange Sonde". Eine dieser Sonden 4a bis 4c wird abhängig von der durchzuführenden Operation ausgewählt und mit einem Ende über eine Schraubverbindung mit dem Handstück 1a und/oder 1b verbunden. Wie Fig. 1 zeigt, sind die Handstücke 1a und 1b mit zwei Kabeln 5 ausgestattet, welche Teil eines Signalübertragungsweges sind. Zwei Anschlüsse 6 sind an den freien Enden der Kabel 5 jeweils vorgesehen.

Wie weiterhin aus Fig. 1 hervorgeht, umfaßt die Ultraschallvorrichtung eine Treibereinheit 7 auf einem beweglichen Tisch oder Laborwagen 8. Die Treibereinheit 7 weist einen Anschlußsockel 9 und eine Rollenspumpe 10 auf. Die Anschlüsse 6 sind mit dem Sockel 9 verbindbar, so daß entweder das Handstück 1a oder das Handstück 1b mit der Treibereinheit 7 verbunden sind. Weiterhin ist auf dem Tisch 8 eine Absaugpumpe 11 vorgesehen, welche in einen Tank 12 fördert. Der Tank 12 ist mit dem Handstück 1a oder 1b über eine Absaugleitung 13 verbunden. Die Rollenspumpe 10 ist mit einer Flüssigkeitszufuhrleitung 14 mit einer Flüssigkeitszufuhrflasche 15 verbunden, welche eine Flüssigkeit wie beispielsweise physiologische Kochsalzlösung beinhaltet. Die Rollenspumpe 10 ist mit einer Flüssigkeitszufuhrleitung 16 mit dem Handstück 1a oder dem Handstück 1b verbunden. Weiterhin weist die Treibereinheit 7 eine Fußschalter 17 auf.

Die kurze Sonde 4a wird für allgemeine chirurgische Zwecke verwendet, die gebogene Sonde 4b für mikroskopische Chirurgie wie beispielsweise in der Neuro-Chirurgie und die lange Sonde 4c für endoskopische Operationen. Die gebogene Sonde 4b und die lange Sonde 4c unterscheiden sich von der kurzen Sonde 4a in ihrer Impedanzcharakteristik. Genauer gesagt, die Sonden 4b und 4c sind für die Ultraschalloszillatoren in den Handstücken 1a und 1b größere Lasten als die kurze Sonde 4a. Mit anderen Worten, jeder der Oszillatoren 2 benötigt mehr elektrische Leistung zum Betreiben der gebogenen Sonde 4b oder der langen Sonde 4c als zum Betreiben der kurzen Sonde 4a. Somit muß eine hohe Spannung dem Oszillator 2 zum Betrieb der Sonden 4b und 4c zugeführt werden, wohingegen eine relativ niedere Spannung dem Oszillator 2 zugeführt werden muß, um die

Sonde 4a zu betreiben. Dies hat zur Folge, daß die gebogene Sonde 4b und die lange Sonde 4c mehr Hitze als die kurze Sonde 4a erzeugen, wenn sie von den Ultraschalloszillatoren 2 betrieben werden. Es ist somit nötig, mehr Wasser den Sonden 4b oder 4c für Kühlzwecke zuzuführen als der Sonde 4a.

Wie sich aus dem oben gesagten ergibt, muß die Zufuhr rate von Kühlwasser und müssen weitere Betriebsparameter gesteuert werden, um erfolgreiche chirurgische Vorgänge mittels den Sonden 4a bis 4c durchzuführen. Hierzu weist die erfindungsgemäße Ultraschallvorrichtung die unterschiedlichsten Möglichkeiten auf, die nachfolgend im Detail beschrieben werden.

Gemäß Fig. 2 ist eine Identifikationseinrichtung 18 (ID-Einrichtung) in jedem Anschluß 6 vorgesehen. Die ID-Einrichtung 18 ist entweder ein Widerstand 18a, wie in Fig. 3A dargestellt, oder eine Zenerdiode 18b, wie in Fig. 3B dargestellt. Im Falle des Widerstandes 18a ist dieser in der Lage, seinen Widerstandswert zu ändern abhängig von der Art der Sonde, die an dem Handstück angeschlossen wird. Im Falle der Zenerdiode 18b ändert diese ihre Zener-Spannung, abhängig von der an dem Handstück angeschlossen Sonde. Jeweils hat der Anschluß 6 einen Signalübertragungsanschluß 19 und einen ID-Anschluß 20 parallel zum Anschluß 19, wie in den Fig. 3A und 3B dargestellt.

Die ID-Einrichtung 18 kann auch dafür ausgelegt werden, zu bestimmen, welches Handstück, 1a oder 1b, an der Treibereinheit 7 angeschlossen ist. Weiterhin kann für den Fall, in dem die Handstücke 1a und 1b unterschiedliche Typen von Ultraschalloszillatoren 2 beinhalten, der Signalübertragungsanschluß 19 in jedem Anschluß 6 neu angeordnet werden, wie in Fig. 3C dargestellt, um somit den Oszillator 2 von der elektrischen Charakteristik her an die nicht dargestellte Treiberschaltung in der Treibereinheit 7 anzupassen.

Nachfolgend wird nun die Treibereinheit 7 im Detail beschrieben. Gemäß Fig. 4 umfaßt die Einheit 7 einen Steuerabschnitt 21, einen Treiberschaltkreis 22, einen Detektorschaltkreis 23, ein Schaltrelais 24, einen Ausgangsübertrager 25, einen ID-Schaltkreis 27, ein Magnetventil 29 und eine Anzeige 30. Der Steuerabschnitt 21 ist mit dem Treiberschaltkreis 22 verbunden, der wiederum mit dem Detektorschaltkreis 23 in Verbindung steht, der zur Erfassung der Spannung V und des Stromes I eines später noch zu beschreibenden Treibersignales dient. Der Schaltkreis 23 ist über das Schaltrelais 24 mit der Primärwicklung des Ausgangsübertragers 25 verbunden. Die Sekundärwicklung des Übertragers 25 ist mit den ersten drei Kontakten 26 des Anschlußsockels 9 verbunden. Der Abschnitt 21 ist weiterhin über den ID-Schaltkreis 27 mit den vierten und fünften Kontakten 28 des Sockels 9 verbunden.

Das Magnetventil 29 ist teilweise innerhalb des Gehäuses der Einheit 7 und teilweise in einem Zwischenbereich der Absaugleitung 13 angeordnet, welche das Handstück 1a oder 1b mit dem Tank 12 verbindet. Der Steuerabschnitt 21 liefert ein Steuersignal an das Magnetventil 29 und ein Anzeigesignal an die Anzeige 30.

Wenn die kurze Sonde 4a mit dem Handstück 1a verbunden wird und der Anschluß 6 am Ende des Kabels 5 des Handstückes 1a danach in den Sockel 9 der Treibereinheit 7 eingesteckt wird, ist der Signalübertragungsanschluß 19 mit den ersten drei Kontakten 26 des Sockels 9 in Verbindung. Gleichzeitig ist der Widerstand 18a (d. h. die ID-Einrichtung 18) in dem Anschluß 6 mit den vierten und fünften Kontakten 28 des Sockels 9 in Verbindung. Dies hat zur Folge, daß der Ultraschalloszillator 2 mit dem Treiberschaltkreis 22 verbunden ist und der Widerstand 18a mit dem ID-Schaltkreis 27 verbunden ist.

Der Steuerabschnitt 21 liefert ein Befehlssignal an den Treiberschaltkreis 22. Bei Empfang des Befehlssignals gibt der Schaltkreis 22 ein Treibersignal geringer Größe aus. Der Detektorschaltkreis 23 detektiert dieses Signal, welches über das Relais 24 dem Ausgangsübertrager 25 zugeführt wird.

Das Treibersignal wird daher vom Ausgangsübertrager 25 dem Handstück 1a über die Kontakte 26, den Anschluß 6 und das Kabel 5 zugeführt.

Danach wird bestimmt, welcher Typ von Sonde, also kurze Sonde 4a, gebogene Sonde 4b oder lange Sonde 4c, an dem Handstück 1a angeschlossen ist abhängig von Spannung und Strom, welche von dem Detektorschaltkreis 23 erfaßt werden. Der Sondentyp kann identifiziert werden, da die kurze Sonde 4a eine Impedanz Z_2 ($= V/I$) hat, die geringer ist, als die Impedanz Z_1 der gebogenen Sonde 4b und der langen Sonde 4c. Das heißt, es gilt $Z_1 > Z_2$, wie am besten aus den Fig. 5A und 5B hervorgeht, wo Impedanz Z bzw. Frequenz f auf der X-Achse bzw. Y-Achse dargestellt sind.

Der Detektorschaltkreis 23 kann beispielsweise ein Resonanzfrequenzdetektor 31 sein, der zwischen den Treiberschaltkreis 22 und das Schaltrelais 24 geschaltet ist. In diesem Fall können die Sonden 4a, 4b und 4c identifiziert werden, vorausgesetzt, daß sie so konstruiert sind, daß sie unterschiedliche Resonanzfrequenzen f_1 und f_2 haben, wie in den Fig. 7A und 7B dargestellt.

Der ID-Schaltkreis 27 bestimmt, welches Handstück, 1a oder 1b an die Treibereinheit 7 angeschlossen ist und weiterhin, welche Sonde, 4a, 4b oder 4c, an dem Handstück 1a oder 1b befestigt ist. Der ID-Schaltkreis 27 liefert zwei Datensätze an den Steuerabschnitt 21, wobei der erste Datensatz oder das erste Datenwort den Typ des Handstückes darstellt und der zweite Datensatz oder das zweite Datenwort den Typ der Sonde darstellt. Der Abschnitt 21 bestimmt den Leistungswert, den der Treiberschaltkreis 22 dem Ultraschalloszillator 2 in dem Handstück zuzuführen hat auf der Grundlage des ersten Datensatzes vom ID-Schaltkreis 27. Weiterhin steuert der Abschnitt 21 das Schaltrelais 24 auf der Grundlage des zweiten Datensatzes vom ID-Schaltkreis 27, wodurch das Relais 24 das Wicklungsverhältnis des Ausgangsübertragers 25 ändert. Genauer gesagt, das Wicklungsverhältnis des Übertragers 25 wird abhängig von der Impedanz der Sonde geändert, was es dem Handstück 1a oder 1b möglich macht, diejenige Sonde exakt zu betreiben, welche an dem Handstück 1a oder 1b angeschlossen ist. Der Steuerabschnitt 21 steuert weiterhin die Rollpumpe 10 derart, daß eine Flüssigkeit von der Zufuhrflasche 15 dem Handstück 1a oder 1b mit optimaler Flußrate zugeführt werden kann.

Die Leistungszufuhr zu dem Ultraschalloszillator 2, das Wicklungsverhältnis des Übertragers 25, die Flußrate der dem Handstück 1a oder 1b zugeführten Flüssigkeit und dergleichen mehr werden in einem speziellen Programmablauf geändert, wie in dem Flußdiagramm gemäß Fig. 8 dargestellt. Zunächst, wenn der Anschluß 6 in den Anschlußsockel 9 eingesteckt wird, bestimmt der Steuerabschnitt 21 in einem Schritt S1, ob das Hand-

stück 1a oder 1b an der Treibereinheit 7 angeschlossen worden ist oder nicht, und das Ergebnis wird in der Anzeige 30 dargestellt. Wenn die Aussage JA ist, betätigt ein Chirurg einen Set-up-Schalter 30a im Bereich der Anzeige 30. In einem Schritt S2 bestimmt der Steuerabschnitt 21, ob der Schalter 30a betätigt worden ist oder nicht. Wenn die Aussage im Schritt S2 JA ist, geht der Ablauf zum Schritt S3. Hier bestimmt der Abschnitt 21 den Typ des Handstückes und setzt unterschiedliche Werte zur Steuerung des Handstückes auf die geeigneten Größen. Danach geht der Ablauf zum Schritt S4, wo der Abschnitt 21 den Typ der Sonde an dem Handstück bestimmt, also kurze Sonde 4a, gebogene Sonde 4b oder lange Sonde 4c, wonach die unterschiedlichen Werte zur Ansteuerung bzw. zum Betrieb der Sonden festgesetzt werden.

Nachdem alle Werte zur Steuerung von Handstück und Sonde entsprechend korrekt gesetzt worden sind, bewirkt der Steuerabschnitt 21, daß die Anzeige 30 darstellt, daß alle Steuerwerte korrekt gesetzt worden sind. Der Chirurg betätigt dann den Fußschalter 17, um die Zufuhr von Ultraschallwellen an ein zu behandelndes Gewebe innerhalb des Patienten zu regeln, wobei weiterhin Flüssigkeitszufuhr oder Flüssigkeitsabsaugung gesteuert werden.

Die bisher beschriebene Ultraschallvorrichtung ist in der Lage, unterschiedlichste chirurgische Vorgänge oder Operationen durchzuführen, indem die Handstücke 1a und 1b und die Sonden 4a, 4b und 4c in unterschiedlichen Kombinationen miteinander verwendet werden. Wenn von dem Handstück 1a auf das Handstück 1b gewechselt wird oder umgekehrt, ist es jedoch nötig, die Steuerwerte (d. h. Energiezufuhr zum Oszillator 2 und Flußrate der Flüssigkeit für das Handstück) zu ändern, um das jeweils neu verwendete Handstück geeignet betreiben zu können. Um diesen Nachteil zu umgehen wird vorgeschlagen, Vorrichtungen zu verwenden, mit denen die für jedes Handstück geeignetsten Steuerwerten abspeicherbar sind. Die Fig. 9 bis 12 zeigen eine Ultraschallvorrichtung mit einer derartigen Ausrüstung gemäß einer ersten Abwandlung der Ultraschallvorrichtung gemäß den Fig. 1 bis 8.

Genauer gesagt, ein Bedienungsfeld 40 der Treibereinheit 7 weist gemäß Fig. 9 Vorrichtungen auf zur Speicherung der Steuerwerte geeignet für das Handstück 1a bzw. das Handstück 1b. In den Fig. 9 bis 12 sind gleiche oder einander entsprechende Komponenten oder Bauteile mit den gleichen Bezugszeichen wie in der ersten Ausführungsform gemäß den Fig. 1 bis 8 bezeichnet.

Gemäß Fig. 9 umfaßt das Bedienungsfeld 40 im wesentlichen einen Netzschalter 41, einen Absaugschalter 42, einen Synchronisationsschalter 43, zwei Pegelmesser 44 und 45 und drei Pulsmodus-Schalter, nämlich einen normalen Schalter 46, einen ersten Pulsschalter 47 und einen zweiten Pulsschalter 48. Der Netzschalter 41 wird betätigt, um die Treibereinheit 7 ein- oder auszuschalten. Der Absaugschalter 42 wird verwendet, ein Fluid kontinuierlich aus einem Körperhohlraum abzusaugen. Der Synchronschalter 43 wird betätigt, um eine Fluidentfernung synchron mit der Zufuhr von Ultraschallwellen zu einem zu behandelnden Bereich durchzuführen. Der Pegelmesser 44 stellt die Amplitude der Ultraschalloszillation dar und umfaßt einen Down-Schalter 44a und einen Up-Schalter 44b. Der Pegelmesser 45 wird verwendet, die Flußrate der Flüssigkeitszufuhr zu dem zu behandelnden Bereich festzustellen und weist ebenfalls einen Down-Schalter 45a und einen Up-Schalter 45b auf. Wenn der Normal-Schalter 46 gedrückt wird, werden Ultraschallwellen kontinuierlich einem zu behandelnden Bereich zugeführt. Wenn der erste Pulsschalter 47 betätigt wird, werden Ultraschallwellen intermittierend mit einer ersten Frequenz dem zu behandelnden Bereich zugeführt und wenn der zweite Pulsschalter 48 betätigt wird, werden Ultraschallwellen mit einer zweiten Frequenz intermittierend zugeführt.

Das Bedienungsfeld 40 weist weiterhin einen Kartenschlitz 49 und einen Speicherschalter 51 auf. Der Kartenschlitz 49 erlaubt das Einführen einer Speicherkarte 50 in die Treibereinheit 7. Wenn der Speicherschalter 51 betätigt wird, werden die von dem Steuerabschnitt 21 gesetzten Steuerwerte auf der Speicherkarte 50 in der Treibereinheit 7 abgespeichert.

Fig. 10 zeigt als Blockdiagramm den inneren Aufbau der Treibereinheit 7, wobei die Einheit 7 gemäß Fig. 10 einen Mikroprozessor 52, einen Steuerschaltkreis 54, einen Verstärker 55, einen Übertrager 56 und einen Handstück-ID-Schaltkreis 57 aufweist. Der Mikroprozessor 52 ist mit einem Anzeigeschalter 53 des Bedienungsfeldes 40 und weiterhin mit dem Steuerschaltkreis 54 verbunden. Der Steuerschaltkreis 54 dient zur Steuerung des Ausgangs des Ultraschalloszillators 2. Der Schaltkreis 54 liefert ein Treibersignal an den Verstärker 55, der dieses Treibersignal verstärkt und dem Übertrager zuführt. Der Ausgang von der Sekundärwicklung des Übertragers 56 wird dem Ultraschalloszillator 2 zugeführt und betreibt diesen. Die Speicherkarte 50 ist elektrisch mit dem Mikroprozessor 52 verbunden und zwischen der Karte 50 und dem Mikroprozessor 52 findet Datenübertragung statt. Der ID-Schaltkreis 57 ist mit dem Mikroprozessor 52 verbunden, um dem Mikroprozessor 52 Daten zuzuführen, die anzeigen, ob ein Handstück an der Treibereinheit 7 angeschlossen ist und wenn dies der Fall ist, ob das Handstück 1a oder das Handstück 1b angeschlossen ist.

Fig. 11 zeigt ein Flußdiagramm zur Erläuterung der Arbeitsweise der Treibereinheit gemäß Fig. 10.

Wenn der Netzschalter 41 eingeschaltet wird, wird in einem Schritt S1 bestimmt, ob ein Handstück an der Einheit 7 angeschlossen ist. Wenn die Entscheidung NEIN ist, werden die Steuerwerte, die vor dem Abschalten des Netzschalters 41 gesetzt wurden, wiedergesetzt. Wenn die Entscheidung JA ist, geht der Ablauf zu einem Schritt S2, wo bestimmt wird, ob eine Speicherkarte 50 eingeführt ist oder nicht. Wenn die Entscheidung im Schritt S2 JA ist, liest der Mikroprozessor 52 die Steuerwerte für das Handstück, die durch Bedienen des Bedienungsfeldes 40 gesetzt worden sind von der Karte 50 und setzt diese Steuerwerte automatisch. Wenn die Entscheidung im Schritt S2 NEIN ist, werden die Steuerwerte für das Handstück aus dem Mikroprozessor 52 gelesen und wieder automatisch gesetzt.

Unter Bezug auf das Flußdiagramm von Fig. 12 wird nun erläutert, wie die Treibereinheit 7 arbeitet, wenn der Netzschalter 41 bereits an ist. Wenn ein Handstück mit der Einheit 7 verbunden wird, wird im Schritt S1 bestimmt, ob eine Speicherkarte 50 vorhanden ist oder nicht. Wenn die Entscheidung im Schritt S1 JA ist, liest der Mikroprozessor 52 von der Speicherkarte 50 die Steuerwerte, die für das Handstück durch Bedienen des Bedienungsfeldes 40 gesetzt wurden und setzt diese Steuerwerte erneut. Wenn die Entscheidung im Schritt S1

NEIN ist, werden die für das Handstück gesetzten Steuerwerte von dem Mikroprozessor 52 gelesen und automatisch gesetzt.

Wenn ein Chirurg eine Speicherkarte einführt und somit mit dem Mikroprozessor 52 verbindet und danach den Speicherschalter 51 betätigt, werden die Steuerwerte für das Handstück, welches mit der Einheit 7 verbunden ist und welche durch Betätigung des Bedienungsfeldes 40 festgesetzt wurden automatisch auf der Speicherkarte 50 gespeichert. Wenn die Steuerwerte somit einmal in der Speicherkarte 50 hinterlegt sind, muß sich ein Chirurg, der für eine Bedienung der Ultraschallvorrichtung autorisiert ist nicht mehr darum kümmern, durch Betätigung der Elemente des Bedienungsfeldes 40 die jeweiligen Steuerwerte zu setzen. Selbst wenn keine Speicherkarte mit dem Mikroprozessor 52 verbunden ist, werden die durch Betätigung des Bedienungsfeldes 40 gesetzten Steuerwerte automatisch in dem Mikroprozessor 52 abgespeichert, wenn der Speicherschalter 51 betätigt wird. Gleichzeitig werden die Steuerwerte für das Handstück, das an der Einheit 7 angeschlossen war, wenn der Netzschalter 41 abgeschaltet wurde ebenfalls in dem Mikroprozessor 52 hinterlegt. Wenn weiterhin das Handstück von der Einheit 7 getrennt wird und ein neues Handstück an der Einheit 7 angekoppelt wird, werden die für das neue Handstück geeigneten Steuerwerte automatisch gesetzt und in dem Mikroprozessor 52 gespeichert. Daten entsprechend des Typs des neuen Handstückes werden ebenfalls in dem Mikroprozessor 52 gespeichert.

Wann immer somit das Handstück durch ein anderes ersetzt wird, werden die zum Betrieb des neuen Handstückes geeigneten Steuerwerte automatisch gesetzt und eine Bedienungsperson muß die Elemente des Bedienungsfeldes nicht betätigen, um besagte Steuerwerte festzusetzen. Dieses automatische Festsetzen der geeigneten Steuerwerte hilft, die Operationseffizienz der erfindungsgemäßen Ultraschallvorrichtung zu verbessern. Für den Fall, daß zwei oder mehr Chirurgen zum Betrieb der Ultraschallvorrichtung autorisiert sind und jeder dieser Chirurgen eine Speicherkarte 50 hat, kann jeder dieser Chirurgen die Ultraschallvorrichtung mit hoher Effizienz benutzen, einfach indem die Karte 50 in die Treibereinheit 7 eingeführt wird, um dadurch die Steuerwerte festzusetzen, die für das von dem jeweiligen Chirurgen verwendete Handstück benötigt werden.

Eine äußere Speichervorrichtung (nicht dargestellt) kann verwendet werden, um die Treibereinheit zu betreiben. In diesem Fall kann ein Anschluß für die äußere Speichereinrichtung vorgesehen sein anstelle des Kartenschlitzes 49 für die Speicherkarte 50, beispielsweise ein IC-Sockel für ein entsprechendes Speicher-IC.

Die Sondenspitzen der unterschiedlichen Typen, die an dem Handstück angeordnet werden können, müssen mit unterschiedlichen Amplituden in Vibration versetzt werden, um unterschiedliche Gewebetypen innerhalb der Körperhöhlen behandeln zu können, jeweils mit der höchstmöglichen Effizienz. Somit sind ein Verbindungsteil und ein Vibrationsübertragungsteil eines jeden Typs herkömmlicher Sonden so ausgestaltet, daß unterschiedliche Vibrationsverstärkungen vorliegen, welche wiederum unterschiedlich von denjenigen des Verbindungsteils und Vibrationsübertragungsteils eines anderen Sondentyps sind. Ein Verbindungsteil und ein Vibrationsübertragungsteil bereitstellen, welche unterschiedliche Vibrationsverstärkungen haben und diese Teile dann zu einer Sonde zu kombinieren führt zu einem Anwachsen der Kosten der gesamten Sonde.

Um einen derartigen Kostenanwachs zu vermeiden sind erfindungsgemäß Verbindungsteile mit gleicher Vibrationsverstärkung mit Vibrationsübertragungsteilen unterschiedlicher Vibrationsverstärkung und Sondenspitzen unterschiedlicher Formen verbunden, so daß Sonden bereitgestellt werden, deren Spitzen unterschiedliche Formgebung haben und mit unterschiedlichen Amplituden vibrieren.

Fig. 13 zeigt zwei Sonden 61 und 62, die alternativ mit einem Ultraschalloszillator 60 verbunden werden können, der in einem Handstück 1 angeordnet ist. Der Oszillator 60 umfaßt ein Horn 63, einen Metallblock 64, und eine Mehrzahl von piezoelektrischen Elementen 65, welche mittels eines hohlen Bolzens 66 zwischen dem Horn 63 und dem Block 64 hintereinandergeschaltet sind. Der Oszillator 60 umfaßt weiterhin Elektroden 67, welche zwischen die piezoelektrischen Elemente 65 geschaltet sind und mit einer nicht dargestellten Treiberquelle verbunden sind. Das Innere des Hornes 63 und das Innere des Bolzens 66 bilden einen Absaugpfad 68, der mit einer nicht dargestellten Absaugpumpe verbindbar ist. Der Ultraschalloszillator 60 ist innerhalb eines Gehäuses 69 des Handstückes 1 angeordnet. Der Ultraschalloszillator ist ein Resonanzsystem. Im Betrieb vibrieren die piezoelektrischen Elemente 65 mit einer Amplitude A_0 und das Ende des Horns 63 vibriert mit einer Amplitude von $A_0 \times M_1$, wobei M_1 eine Vibrationsverstärkung ist.

Die erste Sonde 61 umfaßt einen Verbindungsbereich 70 und einen Vibrationsübertragungsbereich 71 mit Vibrationsverstärkungen M_2 und M_3 , wobei die Bereiche 70 und 71 jeweils eine axiale Durchgangsbohrung aufweisen. Die Durchgangsbohrung des Verbindungsbereiches 70 ist mit dem Absaugpfad 68 des Ultraschalloszillators 60 in Verbindung, wenn die erste Sonde 61 mit dem Oszillator 60 über eine Verschraubung verbunden wird. Wie in Fig. 13 dargestellt, weist das proximale Ende des Verbindungsbereiches 70 ein Außengewinde 73a auf, während das distale Ende des Horns 63 ein Innengewinde 73b hat. Somit kann die erste Sonde 61 über eine Verschraubung mit dem Oszillator 60 verbunden oder von diesem gelöst werden.

Wenn die erste Sonde 61 mit dem Oszillator 60 verbunden ist, wird die Vibration des Horns 63 dem Verbindungsbereich 70 und von da dem Vibrationsübertragungsbereich 71 zugeführt. Die Vibration des Horns 63 mit der Amplitude $A_0 \times M_1$ wird M_2 -mal in den Verbindungsbereich 70 verstärkt und weiterhin M_3 -mal im Vibrationsübertragungsbereich 71 verstärkt. Im Ergebnis vibriert die Spitze der ersten Sonde 61 mit einer Amplitude A_1 , welche gleich ist $A_0 \times M_1 \times M_2 \times M_3$.

Wenn die Spitze der Sonde 61 in Kontakt mit einem lebenden Gewebe einer Körperhöhle ist, wird besagtes Gewebe aufgelöst oder emulsiert (emulsified). Das so abgelöste Gewebe wird aus der Körperhöhle entfernt aufgrund des Unterdruckes, den eine nicht dargestellte Absaugpumpe in dem Absaugpfad 68 erzeugt und der durch die Durchgangsbohrung in der ersten Sonde 61 wirkt. Der Vibrationsübertragungsbereich 71 ist eine geradwandige und dünnwandige Röhre aus einer Titanlegierung mit einer Vibrationsverstärkung M_3 von 1.

Jeder Bereich des Vibrationsübertragungsbereiches 71, wo ein Vibrationsknoten vorhanden ist, kann leichter brechen als ein anderer Bereich. Es ist somit wichtig, einen derartigen Wert der Vibrationsverstärkung M_2 des

Verbindungsbereiches 70 so zu wählen, daß besagter höher belasteter Bereich nicht beschädigt wird. Weiterhin ist es wichtig, eine derartige Wandstärke des Bereichs 71 zu wählen und eine derartige Titanlegierung für das Material hiervon, daß der Bereich 71 nicht beschädigt wird und die Spitze der Sonde 61, d. h. das distale Ende des Bereiches 71, mit der gewünschten Amplitude vibriert, um das zu behandelnde Gewebe wirksam zu behandeln.

Wie aus Fig. 13 hervorgeht, umfaßt die zweite Sonde 62 einen Verbindungsbereich 74, der identisch dem Verbindungsbereich der ersten Sonde 60 ist, und ein Vibrationsübertragungsbereich 75 an dem Verbindungsbereich 70. Der Übertragungsbereich 75 ist zweistückig aufgebaut, bestehend aus einer Röhre 76 und einer Spitze 77 am distalen Ende der Röhre 76. Die Röhre 76 und die Spitze 77 können miteinander über einen Schweißvorgang, eine Verschraubung, eine Verklebung oder dgl. verbunden sein. Die Spitze 77 weist eine Vibrationsverstärkung von M_4 auf. Es folgt, daß die Spitze der zweiten Sonde 61 mit einer Amplitude A_2 vibriert, welche gleich ist $A_0 \times M_1 \times M_2 \times M_3 \times M_4$. Somit vibriert die Spitze der zweiten Sonde 62 mit einer größeren Amplitude als die erste Sonde 61. Die zweite Sonde 62 ist daher geeignet, ein lebendes Gewebe durch eine stärkere Vibration zu behandeln.

Die Spitze 77 weist eine Länge von $n\lambda/2$ auf, wobei n eine ganzzahlige Zahl ist und λ die Wellenlänge der Ultraschallvibration ist. Die Sonden 61 und 62 haben unterschiedliche Längen, welche allgemein definiert sind als $n\lambda/2$.

Da die erste Sonde 61 und die zweite Sonde 62 eine gemeinsame Komponente, d. h. das Verbindungsteil oder den Verbindungsbereich aufweisen, können sie mit geringeren Kosten als in dem Fall hergestellt werden, indem die Verbindungsbereiche 70, bzw. 74, unterschiedliche Vibrationsverstärkungen haben.

Die Spitze 77 ist am distalen Ende der Röhre 76 beispielsweise mit TIG, Laserschweißen, Elektronenstrahlschweißen, Diffusionsschweißen oder dgl. befestigt. Die zweite Sonde 62 kann im Vakuum gehärtet werden, um eine höhere Stabilität zu haben.

Vorzugsweise wird der Vibrationsübertragungsbereich einer jeden Sonde einer Fluidpolierung, Sandstrahlung, Elektronenfeldpolierung, Elektronenfeld-Kompositpolierung, Läppung oder anderen Oberflächenfeinbearbeitung unterworfen, um Oxidüberzüge von den inneren und äußeren Oberflächen des Vibrationsübertragungsbereiches zu entfernen und um feine Oberflächenrisse oder -kratzer zu entfernen. Aufgrund einer derartigen Oberflächenbehandlung haben die Vibrationsübertragungsbereiche eine höhere Lebensdauer.

Es ist vorteilhaft, wenn die Verbindungsbereiche und die Vibrationsübertragungsbereiche einer jeden Sonde aus einem Material mit kleinem Young'schen Modul gefertigt werden, beispielsweise aus einer Titanlegierung oder einer Aluminiumlegierung, wie z. B. Duralumin.

Wie Fig. 14 zeigt, können unterschiedliche Typen von Handstücken 80 wahlweise in Kombination mit unterschiedlichen Typen von Sonden 81 verwendet werden. Genauer gesagt, die Handstücke 80 werden in Kombination mit den Sonden 81 abhängig vom Typ des Ultraschalloszillators 80a und vom Typ des Horns 80b kombiniert, welche jeweils zwei Hauptkomponenten des Handstückes 80 sind, um hierbei die folgende Gleichung (1) oder, allgemeiner, die nachfolgende Gleichung (2) zu erfüllen:

$$\frac{A_{1\max}}{M_{T1} \cdot M_{P1}} = \frac{A_{2\max}}{M_{T2} \cdot M_{P2}} = \frac{A_{3\max}}{M_{T3} \cdot M_{P3}} = \frac{A_{4\max}}{M_{T4} \cdot M_{P4}} = \frac{A_{5\max}}{M_{T5} \cdot M_{P5}} = \frac{A_{n\max}}{M_{Tn} \cdot M_{Pn}} = \frac{B_{1\max}}{M_{T1} \cdot M_{P1}} =$$

$$\frac{B_{2\max}}{M_{T2} \cdot M_{P2}} = \frac{B_{3\max}}{M_{T3} \cdot M_{P3}} = \frac{B_{4\max}}{M_{T4} \cdot M_{P4}} = \frac{B_{5\max}}{M_{T5} \cdot M_{P5}} = \frac{B_{n\max}}{M_{Tn} \cdot M_{Pn}} = \text{konstant} \quad (1)$$

$$\frac{n_{n\max}}{M_{Tn} \cdot M_{Pn}} = \text{konstant} \quad (2)$$

wobei M_{Tn} die Vibrationsverstärkung des Handstückes 80 ist, M_{Pn} die Vibrationsverstärkung der Sonde 81 ist und $M_{n\max}$ die maximale Amplitude ist, mit der die Spitze der Sonde 81 vibrieren sollte, um denjenigen Einsatzzweck optimal zu erfüllen, für den Handstück 80 und Sonde 81 verwendet werden.

Mit anderen Worten, ein Handstück und eine Sonde werden in Kombination derart verwendet, daß das Horn 80b und die Sonde 81 zusammenwirken, um die Vibration des Ultraschalloszillators 80a zu verstärken, der mit einer konstanten Amplitude oszilliert, so daß die Spitze der Sonde 81 mit der Maximal-Amplitude $M_{n\max}$ vibriert. In der Treibervorrichtung wird der Oszillator 80a so gesteuert, daß er mit konstanter Amplitude vibriert. Die Vibrationsamplitude des Ultraschalloszillators 80a kann in Abhängigkeit von Typ des Handstückes 80 festgesetzt werden.

Eine herkömmliche Ultraschallvorrichtung weist eine Absaugvorrichtung auf, um abgetrenntes Gewebe aus einer Körperhöhle durch eine Sonde abzusaugen, welche an dem Handstück angeschlossen ist. Die Absaugeinrichtung umfaßt im wesentlichen eine Absaugpumpe, ein Gefäß zur Aufnahme abgesaugten Gewebes und einen Steuerabschnitt zur Steuerung der Absaugpumpe. Besagte Absaugpumpe wird selbst dann betrieben, wenn der im Handstück angeordnete Ultraschalloszillator nicht betrieben wird. Somit besteht immer ein negativer Druck, bzw. Unterdruck, in der Sonde und der Nachteil, daß der Unterdruck normales, gesundes Gewebe innerhalb der Körperhöhle verletzt, wenn die Sonde aus der Körperhöhle herausgezogen wird.

Eine zweite Abwandlung der Ultraschallvorrichtung gemäß den Fig. 15 bis 17 weist den gerade erläuterten Nachteil nicht auf und wird nun nachfolgend beschrieben.

In den Fig. 15 bis 17 sind gleiche Teile wie in Fig. 1 mit den gleichen Bezugszeichen versehen, und eine nochmalige Beschreibung erfolgt nicht.

Gemäß den Fig. 15 und 16 verbindet eine Absaugleitung 84 ein Handstück 82 und einen Absaugtank 83. Ein Auf-/Zu-Ventil 85 ist in der Absaugleitung 84 vorgesehen. Wie aus Fig. 16 hervorgeht, ist eine abzweigende Leitung 86 mit einem Ende mit der Absaugleitung 84 zwischen dem Handstück 82 und dem Ventil 85 verbunden. Das andere Ende der abzweigenden Leitung 85 ist mit einem Magnetventil 87 verbunden.

Solange der Fußschalter 17 betätigt wird, d. h. eingeschaltet ist, so daß der Ultraschalloszillator in dem Handstück 82 betrieben wird, ist das Ventil 85 offen, wohingegen das Magnetventil 87 geschlossen bleibt, wie aus dem Zeitdiagramm gemäß Fig. 17 hervorgeht. Wenn der Fußschalter 17 abgeschaltet wird, wird das Ventil 85 geschlossen, wohingegen das Magnetventil 87 geöffnet wird und offen bleibt für eine vorherbestimmte Zeitdauer danach, wie ebenfalls aus Fig. 17 hervorgeht.

Dies hat zur Folge, daß das Handstück 82 pneumatisch von dem Tank 83 getrennt wird, wobei jedoch das Innere des Handstückes 82 mit Atmosphärendruck während dieser Zeitdauer über die Absaugleitung, die abzweigende Leitung 86 und das Magnetventil 87 in Verbindung bleibt. Somit wird der Unterdruck am distalen Ende des Handstückes 82 durch Atmosphärendruck ausgeglichen. Die Sonde am Handstück 82 kann somit schnell aus der Körperhöhle herausgezogen werden, ohne gesundes Gewebe innerhalb der Körperhöhle hierbei zu beschädigen.

Für gewöhnlich sind sehr leistungsfähige Absauganlagen in einem Operationsraum installiert. Die Absaugleitung 84 kann mit einer dieser Absauganlagen verbunden werden und nicht mit der Absaugpumpe 11 unter Zwischenschaltung des Tanks 83. Somit kann auf die Absaugpumpe 11 verzichtet werden. Ob nun die Leitung 84 mit der Absaugpumpe 11 oder einer stationären Absauganlage verbunden ist, der Absaugvorgang kann über das Ventil 85 in jedem Fall gesteuert werden. Das Auf-/Zu-Ventil 85 wird abhängig von einem aus einer Mehrzahl von Absaugmoden gesteuert. Diese Absaugmoden können unter anderem die folgenden Moden umfassen: kontinuierlicher Absaugmodus, bei dem ein Unterdruck kontinuierlich dem Handstück 82 zugeführt wird, so lange der Fußschalter 17 eingeschaltet ist, oder ein Simultanmodus, in dem ein Unterdruck den Handstück 82 nur dann zugeführt wird, wenn der Oszillator betrieben wird.

Eine Ultraschallvorrichtung gemäß einer zweiten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung wird nun unter Bezug auf die Fig. 18 bis 21 beschrieben.

Gemäß Fig. 18 umfaßt diese Vorrichtung im wesentlichen das Handstück 1 mit einem nicht dargestellten Ultraschalloszillator und ein Vibrationsübertragungsteil 4, welches an dem Handstück 1 angeordnet ist. Das Teil 4 vibriert aufgrund von Ultraschallwellen, welche von dem Oszillator erzeugt werden. Die so vibrierende Spitze des Teils 4 wird in Anlage mit einem zu behandelnden Gewebe 34 an der Innenwand einer Körperhöhle gebracht, so daß das Gewebe an der Innenwand der Körperhöhle abgeschnitten werden kann. Das Handstück 1 weist eine Absaugbohrung (nicht dargestellt) auf, welche sich entlang der Längsachse des Handstückes 1 erstreckt und am distalen Ende hiervon öffnet.

Das proximale Ende des Handstückes 1 ist über eine Absaugleitung 13 mit einem Absaugtank 12 verbunden, wobei ein Ende 13a durch eine Abdeckung 12a in den Tank 12 ragt. Der Tank 12 ist mit dem Einlaßanschluß 11a einer Absaugpumpe 11 mittels einer Leitung 13b des gleichen Typs wie die Absaugleitung 13 verbunden, wobei die Absaugleitung 13b durch die Abdeckung 12a verläuft. Somit ist die Absaugbohrung oder die Absaugöffnung des Handstückes 1 pneumatisch mit der Pumpe 11 über die Absaugleitung 13, den Absaugtank 12 und die Leitung 13b verbunden.

Wie aus Fig. 18 weiterhin hervorgeht, ist in der Absaugleitung 13 ein Auf-/Zu-Ventil 91 vorgesehen, um das Handstück 1 pneumatisch mit der Pumpe 11 zu verbinden oder hiervon zu trennen. Das Ventil 91 umfaßt denjenigen Bereich 90 der Absaugleitung 13, der sich zwischen dem Handstück 1 und der Abdeckung 12a des Tanks 12 erstreckt, sowie einen Push-/Pullsolenoiden 92, wie er in den Fig. 20 und 21 dargestellt ist. Der Solenoid 92 weist einen Tauchkolben 93 und eine Federwicklung 94 auf. Wenn der Solenoid 92 mit Energie versorgt wird, wird der Tauchkolben 93 nach rückwärts entgegen der Kraft der Feder 94 bewegt, was es einer elastischen Leitung 95 ermöglicht, in ihre originale Querschnittsform zurückzukehren, wie in Fig. 20 dargestellt. Dies hat zur Folge, daß das Ventil 91 öffnet. Wenn der Solenoid 92 abgeschaltet wird, schiebt die Feder 94 den Tauchkolben 93 nach vorne, so daß die Leitung 95, welche als Teil der Absaugleitung 13 dient, abgeklemt wird, wie in Fig. 21 dargestellt. Dies hat zur Folge, daß das Ventil 91 geschlossen ist.

Eine abzweigende Leitung 90b ist mit einem Ende mit einem Bereich 90a der Absaugleitung 13 verbunden, der zwischen dem Ventil 91 und dem Absaugtank 12 verläuft. Das andere Ende der abzweigenden Leitung 90b ist mit einem Freigabeventil 96 verbunden, welches ein Magnetventil ist. Wenn das Ventil 91 geschlossen ist, ist das Ventil 96 offen, so daß der Bereich 90a der Absaugleitung 13 mit Atmosphärendruck verbunden ist. Weiterhin ist ein Drucksensor 97 mit der Leitung 13b verbunden, um den Druck innerhalb der Leitung 13b zu erfassen, d. h., den Druck innerhalb des Absaugtanks 12. Wenn der Unterdruck im Tank 12 über einen vorherbestimmten Wert ansteigt, wird festgestellt, daß entweder im Tank 12, der Absaugleitung 13, und/oder den Absaugkanälen im Handstück 1 und dem Übertragungsteil 4 eine Verstopfung vorliegt.

Eine Druckzufuhrleitung 100 zweigt von dem Teil der Absaugleitung 13 ab, der zwischen dem Handstück 1 und dem Ventil 91 verläuft. Die Leitung 100 ist mit dem fördernden Anschluß 11b der Pumpe 11 verbunden. Ein Unterdruckventil 101, welches ein Magnetventil ist, ist in der Leitung 100 vorgesehen. Eine weitere Leitung 11c zweigt von dem Bereich der Leitung 100 ab, der zwischen dem Anschluß 11b und dem Ventil 101 verläuft, um einen großen Teil der von der Pumpe 11 kommenden Luft an die Atmosphäre abzugeben. Der verbleibende Teil besagter Luft kann über das Ventil 101 der Absaugleitung 13 zugeführt werden. Mit anderen Worten, das Ventil 101 kann einen vorherbestimmten Druck der Absaugleitung 13 zuführen. Das Ventil 101 ist normalerweise geschlossen. Es wird jedoch geöffnet, wenn das Ventil 91 geschlossen ist, und nach dem Verstreichen einer bestimmten Zeitdauer wieder geschlossen.

Das Ventil 91, das Ventil 96 und das Ventil 101 sind mit einem Steuerschaltkreis 102 verbunden und werden von diesem Schaltkreis 102 angesteuert. Der Steuerschaltkreis 102 weist Einrichtungen zur Steuerung und/oder Regelung des Abgebens eines Unterdrucks auf. Mit dem Steuerschaltkreis 102 ist ein Betätigungsschalter 103 verbunden. Wie aus Fig. 18 hervorgeht, bilden sämtliche Komponenten aus Fig. 18 mit Ausnahme des Handstückes 1 und des Vibrationsüberteils 4 ein Absaugsystem. Die Arbeitsweise dieses Absaugsystems wird nun unter Bezug auf das Zeitdiagramm von Fig. 19 erläutert.

Solange der Schalter 103 in seiner Aus-Stellung ist, verbleibt das Auf-/Zu-Ventil geschlossen, so daß das Handstück 1 pneumatisch von dem Absaugtank 12 getrennt ist. Hierbei ist das Ventil 96 geöffnet und das Ventil 101 geschlossen.

Die Absaugpumpe 11 wird betrieben, so daß Luft von der Atmosphäre über das Ventil 96 in den Absaugtank 12 gezogen wird und die Belastung der Pumpe 11 ist nicht so groß wie in dem Fall, in dem der Einlaßanschluß 11a der Pumpe 11 vollständig verschlossen ist. Da das Ventil 91 geschlossen ist, wirkt keine Absaugkraft in dem Absaugpfad des Handstückes 1. Da weiterhin das Ventil 101 geschlossen ist, wird keine komprimierte Luft dem Handstück 1 hinzugeführt.

Eine Bedienungsperson, d. h. ein Chirurg, führt das Vibrationsübertragungsteil 4 über einen Endoskopkanal, der bereits in die Körperhöhle eingeführt wurde, in die Körperhöhle ein und bringt die Spitze des Übertragungsteils 4 in Anlage mit dem zu behandelnden Gewebe 34, wie in Fig. 18 dargestellt. Wenn danach der Schalter 103 eingeschaltet wird, öffnet der Steuerschaltkreis 102 das Ventil 91 und schließt das Ventil 96. Hierbei bleibt das Ventil 101 geschlossen. Dies hat zur Folge, daß der von der Pumpe 11 erzeugte Unterdruck bis zu der Spitze des Übertragungsteils 4 durch die Leitung 13b, die Absaugleitung 13 und das Handstück 1 wirkt. Sobald somit mit dem Vibrationsübertragungsteil 4 Körpersteine zertrümmert werden oder das Gewebe 34 behandelt wird, können Bruchfragmente oder Gewebeteile vom Gewebe 34 aus der Körperhöhle abgesaugt und über die Absaugleitung 13 zusammen mit Körperfluiden und der verwendeten Spülflüssigkeit im Absaugtank 12 gesammelt werden.

Wenn andererseits der Schalter 103 abgeschaltet wird, schließt der Steuerschaltkreis 102 das Ventil 91 und öffnet das Ventil 96. Dies hat zur Folge, daß die Absaugleitung 13 geschlossen wird und der Spitze des Übertragungsteils 4 wird keine Saugkraft mehr zugeführt. Weiterhin strömt Umgebungsluft über das Ventil 96, die abzweigende Leitung 90b, den Bereich 90a der Leitung 13 und den Endabschnitt 13a hiervon in den Tank 12. Somit wird der Unterdruck im Tank 12 auf einem vorherbestimmten Pegel erhalten und keine hohen Belastungen müssen von der Pumpe 11 aufgebracht werden. Da der Unterdruck in dem Absaugtank 12 aufrecht erhalten wird, kann eine ausreichende Saugkraft aufgebaut werden, bevor das Ventil 91 geöffnet wird. Somit ist es möglich, sofort mit der Entfernung von Steinfragmenten, abgetrennten Gewebeteilen, Körperfluiden etc. aus der Körperhöhle zu beginnen. Hierbei ist der Unterdruck oder Saugdruck in dem Absaugtank 12 weder zu hoch noch zu niedrig.

In dem Moment, in dem der Schalter 103 abgeschaltet wird, wird das Ventil 101 geöffnet. Danach verbleibt das Ventil 101 während einer bestimmten Zeitdauer offen, welche lange genug ist, um es dem Gewebe 34 zu ermöglichen, sich von der Spitze des Übertragungsteiles 4 zu entfernen. Luft wird von dem Anschluß 11b der Pumpe 11 in den Absaugpfad des Handstückes 1 durch die Leitung 100, das Ventil 101 und die Absaugleitung 13 unter einem Druck zugeführt, der etwas höher ist als der Druck innerhalb der Körperhöhle. (Um die Körperhöhle aufzublähen, um es einem Chirurgen zu erleichtern, eine Operation durchzuführen, wird Luft dem Absaugkanal des Handstückes 1 unter einem Druck zugeführt, der bspw. um 12 bis 20 mmHg höher ist als der Druck innerhalb der Körperhöhle.) Da der Unterdruck vom Absaugkanal des Handstückes weggenommen wird, kann die Spitze des Vibrationsübertragungsteiles 4 leicht von dem Gewebe 34 zurückgezogen werden, welches vorher an das Übertragungsteil 4 herangesaugt wurde. Somit kann das Übertragungsteil 4 niemals das Gewebe 34 ständig anziehen, selbst wenn das Ventil 91 durch Einschalten des Schalters 103 geschlossen wird.

Die Fig. 22 und 23 zeigen ein Auf-/Zu-Ventil in dem Absaugsystem gemäß einer ersten Abwandlung der Ultraschallvorrichtung der zweiten Ausführungsform. Dieses Ventil 105 ist ein Drehmagnet und nicht ein Schiebemagnet wie in der Ausführungsform von Fig. 18. Gemäß den Fig. 22 und 23 weist der Drehmagnet 105 einen plattenförmigen Rotor 106 auf. Der Rotor 106 dreht zwischen zwei Endlagen. In der ersten Endlage, welche in Fig. 23 mit den ausgezogenen Linien dargestellt ist, klemmt der Rotor 106 die Leitung 95 ab, so daß die Absaugleitung geschlossen ist. In der zweiten Endstellung, welche in Fig. 23 gestrichelt dargestellt ist, gibt Rotor 106 die Leitung 95 frei, so daß ein Fluid durch die Leitung strömen kann. In der ersten Endstellung bringt der Rotor eine Kraft in axialer Richtung des Rotors 106 auf die Absaugleitung auf, so daß der Drehmagnet ein Drehmoment aufbringen muß, welches geringer ist als in den Fällen, in denen diese Kraft in irgendeiner anderen Richtung aufgebracht werden muß.

Die Fig. 24 und 25 zeigen ein Auf-/Zu-Ventil 107 in dem Absaugsystem gemäß einer zweiten Abwandlung der zweiten Ausführungsform. Dieses Ventil 107 besteht im wesentlichen aus einem Elektromotor und nicht aus dem Drehmagneten 105 gemäß den Fig. 22 und 23. Wie aus den Fig. 24 und 25 hervorgeht, ist der Rotor 106 mit der Abtriebswelle des Motors 107 verbunden. Der Rotor 106 dreht zwischen zwei Endlagen. Hierbei ist die erste Endlage in Fig. 25 mit ausgezogenen Linien dargestellt, in der der Rotor 106 die elastische Leitung 95, welche als Absaugleitung verwendet wird, abklemmt, so daß der Absaugkanal geschlossen ist. In der zweiten Endlage, welche in Fig. 25 gestrichelt dargestellt ist, gibt der Rotor 106 Leitung 95 frei, so daß ein Fluid durchströmen kann. In der ersten Endlage bringt der Rotor 106 eine Kraft auf die Absaugleitung in axialer Richtung des Rotors 106 auf. Somit benötigt der Elektromotor 107 ein Drehmoment, das gegenüber den Fällen geringer ist, in denen diese Klemmkraft in jeder anderen Richtung aufgebracht werden muß.

Die Fig. 26 und 27 zeigen eine dritte Abwandlung der zweiten Ausführungsform. Diese dritte Abwandlung ist ähnlich der zweiten Abwandlung gemäß Fig. 18, unterscheidet sich jedoch dadurch, daß der Steuerschaltkreis 102 zusätzlich die Absaugpumpe 11 beeinflusst. Genauer gesagt, und wie aus dem Zeitdiagramm von Fig. 27 hervorgeht, öffnet der Schaltkreis 102 das Ventil 91 nach Verstreichen einer bestimmten Zeitdauer, nachdem ein Chirurg den Schalter 103 abgeschaltet hat, wonach dann das Ventil 91 geschlossen wird und gleichzeitig die Absaugpumpe 11 angehalten wird. Da das Ventil 101 nach dem Schließen des Ventils 91 geöffnet wird, ist die Pumpe über die Leitung 100, das Ventil 101 und die Leitung 13 mit dem Handstück 1 verbunden. Selbst nach Schließen des Ventils 91 wird somit Luft von dem Anschluß 11b der Pumpe 11 dem Absaugkanal im Handstück 1 unter einem Druck zugeführt, der etwas höher ist als der innerhalb der Körperhöhle. Dies hat zur Folge, daß der

Unterdruck von dem Absaugpfad des Handstückes weggenommen wird, so daß die Spitze des Vibrationsübertragungsteiles 4 leicht von dem Gewebe 34 entfernt werden kann, wo es sich bislang festgesaugt hatte. Selbst nach dem Anhalten der Absaugpumpe 11 wird ein geeigneter Unterdruck, weder zu hoch, noch zu niedrig, in dem Absaugtank 12 aufrecht erhalten. Somit wird eine ausreichende Absaugkraft aufgebaut, bevor das Ventil 91 geöffnet wird. Somit ist es möglich, unmittelbar behandelte Gewebeteile, Körperfluide und dergleichen mehr aus der Körperhöhle zu entfernen.

Fig. 28 zeigt ein Absaugsystem gemäß einer vierten Abwandlung der zweiten Ausführungsform. Dieses Absaugsystem ist ähnlich dem Absaugsystem von Fig. 18, unterscheidet sich jedoch hiervon in zwei Aspekten. Zunächst ist ein Rückschlagventil 110 zwischen die Absaugleitung 13 und das Ventil 101 geschaltet, welches eine Luftströmung nur in einer Richtung, nämlich von der Pumpe 11 zum Handstück 1 ermöglicht. Weiterhin ist ein Rückschlagventil 111 in der abzweigenden Leitung 90b zwischen dem Ventil 96 und der Absaugleitung 13 vorgesehen, so daß jeglicher Fluidfluß von der Absaugleitung 13 in das Ventil 96 verhindert wird.

Die Rückschlagventile 110 und 111 verhindern das Strömen von Blut, Körperflüssigkeiten, Gewebeteilen oder dergleichen in das Ventil 96 oder in das Ventil 101. Dies verhindert Fehlfunktionen der Ventile 96 oder 101. Weiterhin verhindert dies Korrosionsvorgänge der Ventile 96 und 101, so daß die Lebensdauer dieser Ventile verbessert wird. Da weiterhin keine Fremdkörper in die Leitung 100 durch das Ventil 96 oder das Ventil 101 fließen können, besteht keine Gefahr, daß die Leitung 100 verstopft wird.

Fig. 29 zeigt ein Absaugsystem gemäß einer fünften Abwandlung der zweiten Ausführungsform. Dieses Absaugsystem ist identisch zu dem von der Fig. 28 mit der Ausnahme, daß auf die druckzuführende Leitung 100 verzichtet ist. Das Ventil 101 kann zur Atmosphäre hin geöffnet werden. Weiterhin ist der Anschluß 11b der Absaugpumpe 11 zur Atmosphäre hin offen. Wenn das Ventil 91 geschlossen wird, so daß das Anlegen eines Unterdrucks an den Absaugpfad des Handstückes unterbrochen wird, öffnet der Steuerschaltkreis 102 das Ventil 101 für eine bestimmte Zeitdauer. Während dieser Zeitdauer wird der Unterdruck von dem Handstück 1 an die Atmosphäre abgegeben. Die bestimmte Zeitdauer muß lang genug sein, um den Unterdruck vollständig von dem Handstück 1 abzugeben.

Das Absaugsystem gemäß der fünften Abwandlung ist gegenüber dem System von Fig. 28 einfacher im Aufbau und kann dennoch die gleichen Vorteile erzielen. Mit dem System von Fig. 29 ist es möglich, das Ventil 101 mit einem nicht dargestellten Kompressor zu verbinden, bspw. über eine nicht dargestellte Druckzufuhrleitung.

Die Fig. 30 und 31 zeigen ein Endoskop 114 zur Kombination mit der Ultraschallvorrichtung gemäß der vorliegenden Erfindung. Gemäß Fig. 30 umfaßt das Endoskop 114 im wesentlichen einen Betätigungsabschnitt 115 und einen hieran ausgebildeten Einführabschnitt 116. Eine Objektivereinheit 117 ist an dem Betätigungsabschnitt 115 ausgebildet. Der Einführabschnitt 116 wird durch eine Ummantelung 118 eingeführt. Das proximale Ende der Ummantelung 118 ist wasserdicht an dem Betätigungsabschnitt 115 befestigt. In dem proximalen Endabschnitt der Ummantelung 118 ist ein Wasserzufuhrabschnitt 120 ausgebildet.

Ein Instrumentenführungs kanal 121 verläuft geradlinig durch den Einführabschnitt 116. Der Kanal 121 ist aus einem distalen Abschnitt 121a und einem proximalen Abschnitt 121b gebildet. Der proximale Abschnitt 121b weist einen Innendurchmesser auf, der größer ist als der des distalen Abschnittes 121a, und kann den distalen Endbereich einer Sonden hülle 122 der Ultraschallvorrichtung aufnehmen. Ein Abdichtteil 123 ist entferntbar am distalen Ende des Kanals 121 angeordnet, so daß eine wasserdichte Versiegelung zwischen dem Kanal 121 und der Sonden hülle 122 besteht. Ein Absperrteil 124 ist am proximalen Abschnitt 121b des Kanals 121 vorgesehen. Das Absperrteil 124 weist einen Kern 125 auf, der das Durchtreten der Sonden hülle ermöglicht. Wenn die Sonden hülle 122 herausgezogen wird, zieht sich der Kern 125 zusammen, so daß der distale Abschnitt 121b des Kanals 121 verschlossen ist.

Das Handstück 1 der Ultraschallvorrichtung umfaßt den Ultraschalloszillator 2 und eine Abdeckung 126 für den Oszillator 2. Die Abdeckung 126 ist koaxial mit der Sonden hülle 122 verbunden. Die Ultraschallsonde 4 ist mit dem Horn 3 in Verbindung, welches wiederum mit dem Ultraschalloszillator 2 in Verbindung ist. Ein Flüssigkeitszufuhranschluß 127 ist am distalen Endabschnitt der Abdeckung 126 vorgesehen. Ein Abdichtteil 128 ist in den distalen Endbereich der Abdeckung 126 eingesetzt, um einen Austritt einer Perfusions- oder Spülflüssigkeit von dem Anschluß 127 in den Oszillator 2 zu verhindern.

Wenn der proximale Abschnitt 121b des Kanals 121 in den proximalen Endabschnitt der Hülle 122 eingesetzt wird, wird der Oszillator 2 in den distalen Abschnitt 121a des Kanals 121 eingeführt, wie in Fig. 31 dargestellt. Der Kanal 121 und die Hülle 122 sind zueinander koaxial. Der distale Abschnitt 121a weist den gleichen Innendurchmesser auf wie die Hülle 122. Der Kanal 121 und die Hülle 122 müssen nicht vollständig koaxial sein, vorausgesetzt, daß die Ultraschallsonde 4 nicht vibriert. Weiterhin müssen die Innendurchmesser des distalen Abschnittes 121a und der Hülle 122 nicht exakt gleich sein.

Zur Verbindung des bisher beschriebenen Endoskopes mit der Ultraschallvorrichtung wird der distale Endbereich der Sonden hülle 122 in den proximalen Abschnitt 121b des Kanals 121 eingeführt, so daß die Ultraschallvorrichtung mit dem Endoskop gekoppelt ist. Danach wird die Ultraschallsonde 4 koaxial mit dem distalen Abschnitt 121a des Kanals 121 gekoppelt. Da die Sonden hülle 122 den gleichen Innendurchmesser hat wie der distale Abschnitt 121a des Kanals 121, hat die Sonde 4 in dem Kanal 121 kein Spiel.

Das Abdichtteil 123, welches am Umfang der Hülle 122 vorgesehen ist, verhindert, daß die Perfusions- oder Spülflüssigkeit, die vom Anschluß 120 oder 127 in den Kanal 121 gefördert wird, vom Endoskop oder vom Handstück 1 austritt. Die Sonde 4 weist entlang ihrer Längsachse eine Durchgangsbohrung auf. Durch diese Bohrung kann abgeschnittenes Gewebe, Steinfragmente und dergleichen aus einer Körperhöhle zusammen mit der Perfusionsflüssigkeit entfernt werden.

Fig. 32A zeigt eine Schnittdarstellung durch eine erste Abwandlung der Verbindungsstelle zwischen dem Handstück 1 und dem Endoskop 114. Diese Verbindungsstelle ist geeignet zur Verwendung in dem Fall, in dem

ein Hochfrequenzstrom durch die Ultraschallsonde 4 einem Werkzeug am distalen Ende der Sonde 4 zugeführt wird, um bspw. ein zu behandelndes Gewebe innerhalb einer Körperhöhle zu härten. Um eine Bedienungsperson gegen elektrischen Schlag zu schützen, ist eine Leitung 130, welche den Kanal 121 bildet, und die Sondenhülle 122 aus elektrisch isolierendem Material, wie Keramik oder Kunststoff, gefertigt. Ein O-Ring 131 ist am distalen Ende der Hülle 122 vorgesehen. Der O-Ring 131 füllt den Spalt zwischen der Hülle 122 und dem inneren Umfang des proximalen Endes des Kanals 121 und hält nicht nur die Hülle 122 fest, sondern stellt auch eine verlässliche wasserdichte Versiegelung zwischen dem Kanal 121 und der Hülle 122 sicher. Somit müssen weder das Absperrteil 124 noch der absperrende Kern 125 hochpräzise Bauteile sein, was die Verringerung in den Herstellungskosten des Endoskops ermöglicht. Weiterhin kann der O-Ring 131 das Austreten eines Hochfrequenzstroms verhindern, selbst dann, wenn er aus kostengünstigem Metall gefertigt ist.

Fig. 32B zeigt eine zweite Abwandlung der Verbindungsstelle. In dieser Abwandlung ist die Leitung 130, welche den Kanal 121 bildet, ebenfalls aus elektrisch isolierendem Material gefertigt. Weiterhin sind ein Hauptkörper 124a und der Kern 125 des Absperrteils 124 aus elektrisch isolierendem Material. Da nicht nur der Kanal 121, sondern auch das Absperrteil 124 elektrisch isolierend sind, wird eine Bedienungsperson vor elektrischen Schlägen geschützt, während ein Hochfrequenzstrom durch die Ultraschallsonde 4 läuft.

Fig. 32C zeigt eine dritte Abwandlung der Verbindungsstelle, welche sich dadurch auszeichnet, daß die Sondenhülle 122 einen dünnen Bereich 132 aufweist, der im proximalen Endabschnitt des Kanals 121 angeordnet ist, wenn die Hülle 122 in den Kanal 121 eingeführt ist. Ein O-Ring 133 ist an dem dünnen Bereich 132 angeordnet und füllt den Spalt zwischen dem Bereich 132 und dem inneren Umfang des Kanals 121. Das Handstück 1 kann mit geringer Kraft bewegt werden, so daß auch die Ultraschallsonde 4 vorwärts und rückwärts um einen Betrag gleich oder kürzer als die Länge des dünnen Bereichs 132 bewegt werden kann. Wenn eine Bedienungsperson weiterhin die Hülle 122 nach vorne schiebt, wird der O-Ring 133 zwischen dem inneren Umfang des Kanals 121 und dem dicken Bereich der Hülle 122 eingeklemmt, was es für die Bedienungsperson schwierig macht, die Hülle 122 weiter nach vorne zu schieben, es sei denn, es wird eine überhohe Kraft angewendet.

Fig. 32D zeigt eine vierte Abwandlung der Verbindungsstelle, welche sich im wesentlichen durch eine hohle, zylindrische Führung 134 am proximalen Ende des Kanals 121 auszeichnet. Die Führung 134 führt die Sondenhülle 122 sanft, aber ohne Spiel, nur in Vorwärts- und Rückwärtsrichtung, um die Ultraschallsonde 4 in gleicher Richtung führen zu können. Die Führung 134 weist einen Stift 136 auf, der sich in eine Führungsausnehmung 137 erstreckt, die am äußeren Umfang eines proximalen Bereichs 135 der Hülle 122 parallel zur Achse der Hülle 122 verläuft. Die Hülle 122 kann somit bewegt werden, bis der Stift 136 jeweils an einem Ende der Ausnehmung 137 anschlägt. Somit kann die Sonde 4 durch das Endoskop 114 um einen Betrag gleich der Länge der Ausnehmung 137, aber nicht über diesen Betrag hinaus, vorwärts und rückwärts bewegt werden.

Die Fig. 33A bis 33C zeigen eine fünfte Abwandlung der Verbindungsstelle, welche sich durch mehrere Einzelheiten gegenüber den ersten vier Abwandlungen abhebt. Zunächst ist der Kanal 121 in dem Endoskop 114 angeordnet. Weiterhin ist das Absperrteil 124 am proximalen Ende des Kanals 121 angeschlossen. Eine Gummikappe 123 ist am proximalen Ende des Absperrteils 124 wasserdicht angeordnet. Die Hülle 122 und die Sonde 4 sind in den Kanal 121 durch die Kappe 134 hindurch eingeführt. Der O-Ring 133 ist am proximalen Ende des Kanals 121 und nahe dem Absperrteil 124 angeordnet. Die Sonde 4 ist mit einem Ultraschalloszillator 2 in Verbindung.

Die Hülle 122 ist mit dem Handstück 1 über eine Verbindungsmuffe 135 verbunden. Wenn das Handstück 1 nach vorwärts und rückwärts bewegt wird, um die Sonde 4 in gleicher Richtung zu bewegen, bewegen sich die Sonde 4 und die Hülle 122 zusammen in dem Kanal 121 des Endoskops 114. Da hierbei die Kappe 132 und der O-Ring 133 immer an der Hülle 122 anliegen, wird verhindert, daß eine Perfusions- oder Spülflüssigkeit während ihrer Zufuhr vom Anschluß 120 zu dem Kanal 121 nach außen hin austritt. Wenn die Sonde 4 nicht in den Kanal 121 des Endoskops 114 eingeführt ist, wird ein Hebel 129 an dem Absperrteil 124 betätigt, so daß der Kern 125 in die Verschleißstellung gedreht wird. Der Kanal 121 ist somit wasserdicht verschlossen.

Wie aus Fig. 33B hervorgeht, ist die Führung 134 am proximalen Ende eines Hauptkörpers 114a des Endoskops 114 angeschlossen. Die Führung 134 hält die Muffe 135, so daß die Bewegung der Muffe 135 derartig kontrolliert wird, daß die Sonde 4 koaxial zu dem Kanal 121 während der Bewegung der Sonde 4 nach vorwärts und rückwärts verbleibt. Die Führung 134 ist mit dem Hauptkörper 114a verbunden. Anstelle hiervon kann sie entfernbar an dem Hauptkörper 114 verbunden sein.

Gemäß Fig. 33C ist die Muffe 135 von quadratischem Querschnitt und in eine Bohrung 134a der Führung 134 eingeführt. Da die Bohrung 134a ebenfalls quadratischen Querschnitt hat, kann die Sonde 4 sich nicht drehen, während sie in axialer Richtung bewegt wird.

Am proximalen Ende der Führung 134 ist ein Anschlag 136a vorgesehen. Der Anschlag 136a schlägt an das distale Ende der Ausnehmung 137 an, welche im äußeren Umfang der Muffe 135 ausgebildet ist, so daß verhindert wird, daß die Sonde 4 aus dem Endoskop 114 herausgezogen wird.

Ein abgestufter Bereich 135a ist an der Vorderseite der Hülle 122 ausgebildet und ein abgestufter Bereich 123a ist am rückwärtigen Ende der Gummikappe 123 ausgebildet. Die Sonde 4 kann nach vorne bewegt werden, bis der Bereich 135a an dem Bereich 124a anschlägt, so daß verhindert wird, daß die Sonde 4 zu weit nach vorne bewegt wird.

Die Fig. 34A und 34B zeigen eine sechste Abwandlung der Verbindungsstelle, geeignet zur Verbindung des Endoskops 114 und der geraden langen Sonde 4c oder einen abgestuften langen Sonde 4d. Wenn die Gerade 4c verwendet wird, ist eine Sondenhülle 119a entfernbar an dem Handstück 1 angeordnet und umgibt die Sonde 4c, wie in Fig. 34A dargestellt. Die Hülle 119a weist eine axiale Bohrung auf, deren Form komplementär zu der der geraden langen Sonde 4c ist. Wenn die abgestufte lange Sonde 4d verwendet wird, ist eine längere Sondenhülle 119b entfernbar an dem Handstück 1 angeschlossen und umgibt die Sonde 4d, wie in Fig. 34B dargestellt. Die Hülle 119b weist eine axiale Bohrung auf, deren Form komplementär zu der der langen Sonde 4d ist. Egal, ob die

Sonde 4c oder die Sonde 4d verwendet wird, der distale Endbereich der Sonde ist in der gleichen Lage angeordnet, wenn die Sonde maximal nach vorne bewegt wird, wie aus den Fig. 34A und 34B hervorgeht.

Die Fig. 35A und 35B zeigen eine siebte Abwandlung der Verbindung zwischen der Führung 134 und der Muffe 135. Hierbei ist die Führungsausnehmung 137 an einer Seite der Muffe 135 parallel zur Achse der Muffe 135 ausgebildet und die Führung 134 weist den Stift 136 auf, der sich in die Führungsausnehmung 137 erstreckt. Wie somit aus Fig. 35B hervorgeht, kann die Hülle 122 sich weder drehen, noch um einen zu großen Betrag, also über die Ausnehmung 137 hinaus, nach vorne oder hinten bewegen.

Die Fig. 36 und 37 veranschaulichen eine Abwandlung des Endoskopes selbst. Dieses abgewandelte Endoskop zeichnet sich im wesentlichen durch zwei Aspekte aus. Zunächst ist der Einführabschnitt 116 aus einer äußeren Röhre 140, einer inneren Röhre 130 in der äußeren Röhre 140 zur Führung der Ultraschallsonde 4, einem optischen Kanal 139 in der Röhre 140 parallel zur Röhre 130 und Relaislinsen 138 im Kanal 139 beabstandet voneinander gebildet. Weiterhin sind optische Fasern 141 durch die äußere Röhre 140 hindurch verlaufend vorgesehen und füllen den Raum, definiert durch den Umfang der Röhre 140, der Röhre 130 und dem optischen Kanal 139.

Die Fig. 38 und 39 zeigen eine zweite Abwandlung des Endoskops. Hierbei umfaßt der Einführabschnitt 116 die Röhre 130, die als Instrumentenführkanal 121 dient, den optischen Kanal 139, der die Linsen 138 beinhaltet, und zwei Röhren 142 mit optischen Fasern 141 zur Übertragung von Beleuchtungslicht. Die Röhre 130, der Kanal 139 und die Röhren 142 sind miteinander über eine Klebung, Lötverbindung oder Verschweißung verbunden. Die Röhre 130 ist aus elektrisch isolierendem Material gefertigt und ein Hochfrequenzstrom fließt durch die Ultraschallsonde 4, die in der Röhre 130 verläuft. Somit ist es vorteilhaft, die Röhre 130 erst dann mit dem optischen Kanal 139 und den Röhren 142 zu verbinden, nachdem der Kanal 139 und die Röhren 142 durch Löten oder Schweißen miteinander verbunden wurden.

Fig. 40 zeigt eine Ultraschallvorrichtung gemäß einer dritten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung. Genauer gesagt, Fig. 40 zeigt das Handstück 1 der Vorrichtung, sowie die unterschiedlichen Vibrationsmoden, in denen das Handstück 1 betrieben werden kann.

Gemäß Fig. 40 umfaßt das Handstück 1 den Ultraschalloszillator 2, das Horn 3, welches mit dem Oszillator 2 verbunden ist, und die Sonde oder das Vibrationsübertragungsstück 4, welches an dem Horn 3 angeschlossen ist. Der Oszillator 2 ist innerhalb einer Abdeckung 126 angeordnet, welche als Griffteil dient. Der Oszillator 2 umfaßt eine Mehrzahl von piezoelektrischen Elementen 144 und eine Mehrzahl von Elektroden 145 zwischen den Elementen 144. Das Horn 3 dient zur Verstärkung der Vibrationen des Oszillators 2. Das Horn 3, die Elemente 144, die Elektroden 145 und der Metallblock 164 sind coaxial zueinander ausgerichtet angeordnet und zentrisch durchbohrt. Diese Bohrungen bilden insgesamt einen Durchlaß. Ein Bolzen 147 mit einer axialen Durchbrechung erstreckt sich durch diesen Durchlaß. Das distale Ende des Bolzens 147 ist mit dem Horn 3 verschraubt. Am proximalen Ende des Bolzens 147 ist eine Mutter 148 aufgeschraubt, so daß die piezoelektrischen Elemente 144 und die Elektroden 145 fest zwischen dem Horn 3 und dem Metallblock 64 eingespannt sind.

Ein hohles zylindrisches Bauteil 149 ist einstückig am proximalen Ende des Bolzens 147 ausgebildet. Das Bauteil 149 erstreckt sich durch die Schraubenöffnung der proximalen Endwand der Abdeckung 126. Ein Anschluß 150 ist in die Abdeckung 126 eingeschraubt. An dem Bauteil 149 sind O-Ringe 151 vorgesehen, welche zwischen dem Bauteil 149 und der Abdeckung 126 eine wasserdichte Versiegelung herstellen. Am proximalen Ende des Anschlusses 150 ist eine nicht dargestellte Absaugröhre anschließbar.

Ein Energiezufuhrkabel 152 zur Anlegung einer Hochfrequenzspannung an die piezoelektrischen Elemente 144 ist mit den Elektroden 145 verbunden. Das Kabel 152 verläuft durch eine Schutzleitung oder Röhre 153, deren distales Ende in eine Wand der Abdeckung 126 eingeschraubt ist.

Der so ausgebildete Oszillator 2 ist mit der Abdeckung 126 über eine Abdichtung oder Versiegelung 155 und eine Befestigung 156 verbunden. Die Versiegelung 155 weist einen O-Ring 154 auf, der die Versiegelung oder Abdichtung zwischen dem Horn 3 und der Abdeckung 126 bewirkt.

Eine vordere Abdeckung 157 ist am distalen Ende der Abdeckung 126 vorgesehen. Durch die vordere Abdeckung 157 erstreckt sich das Vibrationsübertragungsbauteil 4. Zwischen dem Bauteil 4 und dem inneren Umfang der vorderen Abdeckung 157 ist ein Freiraum ausgebildet. Um eine Perfusionsflüssigkeit in diesen Freiraum einzubringen, ist eine nicht dargestellte Wasserzufuhrleitung an einem Wasserzufuhranschluß 159 anschließbar, wobei der Anschluß 159 in einem Mittenbereich der vorderen Abdeckung 157 vorgesehen ist. Näher am Anschluß 159 ist ein O-Ring an dem Übertragungsbauteil befestigt. Der O-Ring trägt in Fig. 40 das Bezugszeichen 160. Weiterhin ist ein zweiter O-Ring 161 am äußeren Umfang des Hornes 3 angeordnet und verbindet das Horn 3 elastisch mit der Abdeckung 126, wie ebenfalls aus Fig. 40 hervorgeht.

In dem Handstück 1 wird die Ultraschallvibration, die von dem Oszillator 2 erzeugt wird und sich in axialer Richtung des Handstückes 1 fortpflanzt von dem Horn 3 verstärkt. Die so verstärkte Vibration wird dem Übertragungsbauteil 4 zugeführt. Die Spitze des Bauteiles 4 vibriert und kann somit zu behandelndes Gewebe schneiden oder auf lösen bzw. emulsiieren oder kann Körpersteine in einer Körperhöhle zertrümmern.

Der Ultraschalloszillator 2 kann in unterschiedlichen Moden vibrieren, welche in der unteren Hälfte von Fig. 40 graphisch dargestellt sind. Wie sich aus der Graphik ergibt, hat der Oszillator 2 eine undefinierte Anzahl von Vibrationsmoden; unter diesen Vibrationsmoden gibt es unter anderem einen fundamentalen Modus oder Grundmodus; den zweiten harmonischen Modus, in dem die Ultraschallwellen die halbe Länge wie im fundamentalen Modus haben; den dritten harmonischen Modus, in dem die Ultraschallwellen ein Drittel der Länge wie im Fundamentalmodus haben; und den vierten harmonischen Modus, in dem die Ultraschallwellen ein Viertel der Länge wie im fundamentalen Modus haben. Der O-Ring 154 der Versiegelung 155 und der erste O-Ring 160, welche die Abdeckung 126 und die vordere Abdeckung 157 tragen, sind an zwei Knoten oder Schwingungs-Nulldurchgängen ("node") des Fundamentalmodus angeordnet. Die Wellen der harmonischen Moden mit ganzen Zahlen, d. h. die Wellen der zweiten und vierten harmonischen Moden, deren Schleifen oder

Wellenberge ("loop") an den O-Ringen 154 und 160 angeordnet sind, werden an einer Bewegung gehindert und die Vibrationen der geradzahlig harmonischen Moden sind relativ schwach.

Wie sich weiterhin aus Fig. 40 ergibt, ist der zweite O-Ring 161 an einer Welle der Ultraschallvibration des dritten harmonischen Modus angeordnet. Somit unterdrückt der zweite O-Ring 161 die Versetzung der Wellen des dritten harmonischen Modus, wodurch Vibration im dritten harmonischen Modus schwach ist. Der zweite O-Ring 161 ist zwischen einer Welle und einem Knoten des Fundamentalmodus angeordnet und die Versetzung dieser Wellen ist weit. Somit ist die Vibration im Fundamentalmodus intensiv. Weiterhin ist der zweite O-Ring 161 aus elastischem Material gefertigt. Hierdurch wird die Vibration im Fundamentalmodus nicht gedämpft.

Wie erläutert wurde, sind die Vibrationen in den zweiten, dritten und vierten harmonischen Moden viel mehr unterdrückt als im Fundamentalmodus. Die Vibrationen im fünften harmonischen Modus und in jedem kleineren harmonischen Modus sind sehr schwach und verbrauchen nur einen Bruchteil der elektrischen Energie, die dem Oszillator 2 zugeführt wird.

Das Vibrationsübertragungsteil 4 wird hauptsächlich im Fundamentalmodus angeregt und vibriert und die Energieverschwendung bzw. der Energieverlust durch die Vibrationen in den harmonischen Moden ist sehr gering. Die Ultraschallvorrichtung gemäß Fig. 40 ist somit sehr energiesparend. Zusätzlich benötigen die piezoelektrischen Elemente 144 des Oszillators 2 nur geringe Leistung, so daß die Vorrichtung hinsichtlich der elektrischen Sicherheit gut ist.

Fig. 41 zeigt eine Abwandlung des Handstückes von Fig. 40 und die unterschiedlichen Vibrationsmoden dieses Handstückes. Gleiche Teile wie in Fig. 40 sind mit gleichen Bezugszeichen versehen und werden nicht nochmals beschrieben.

Das Handstück 1 gemäß Fig. 41 zeichnet sich unter anderem durch einen elastischen Ring 162 aus, der sich vom inneren Umfang der Abdeckung 126 nach innen erstreckt. Der Ring 122 ist in derjenigen Welle der Ultraschallvibration des dritten harmonischen Modus angeordnet, der in dem Metallblock 64 vorliegt. Da der Ring 162 aus elastischem Material gefertigt ist, wird eine Axialbewegung des Metallblocks 64 nicht verhindert, sondern dem Block 64 ist es ermöglicht, sich geringfügig entlang seiner Längsachse zu bewegen. Somit dient der Ring 162 ebenfalls dazu, die Intensitäten der Wellen im dritten harmonischen Modus zu verringern.

Fig. 42 zeigt das Handstück 1 in einer Ultraschallvorrichtung gemäß einer vierten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung. Weiterhin zeigt Fig. 42 die Wellenform der Ultraschallvibration, die von diesem Handstück erzeugt wird.

Gemäß Fig. 42 umfaßt das Handstück 1 den Oszillator 2, das Horn 3, die Sonde oder das Ultraschallübertragungsteil 4 zur Übertragung der vom Oszillator 2 erzeugten Ultraschallwellen, wobei der Oszillator 2 eine Mehrzahl von piezoelektrischen Elementen 144 und eine Mehrzahl von Elektroden 145 zwischen den Elementen 144 aufweist. Das Horn 3 ist mit dem Oszillator 2 zur Verstärkung der Vibrationen des Oszillators 2 verbunden. Das Horn, die Elemente 144, die Elektroden 145 und der Metallblock 64 sind koaxial zueinander ausgerichtet und weisen konzentrische Bohrungen aus. Diese Bohrungen formen insgesamt einen Durchlaß. Ein Bolzen 147 mit einer axialen Durchgangsbohrung erstreckt sich durch diesen Durchlaß. Das distale Ende des Bolzens 147 ist in das Horn 3 eingeschraubt und am proximalen Ende des Bolzens 147 ist eine Mutter 148 aufgeschraubt, so daß die piezoelektrischen Elemente 144 und die Elektroden 145 fest zwischen dem Horn 3 und dem Metallblock 64 eingespannt sind.

Das Horn 3 weist an seinem distalen Endbereich ein Innengewinde 165 auf. Weiterhin weist das Vibrationsübertragungsteil 4 an seinem proximalen Endbereich ein Außengewinde 166 auf. Somit lassen sich das Teil 4 und das Horn 3 durch Schrauben miteinander verbinden.

Das Übertragungsteil 4 weist einen Werkzeughalter 67 und einen rohrförmigen Schaft 168 auf. Der Schaft 168 ist aus einem proximalen Teil 169 und einem rohrförmigen Teil 170 gebildet. Das proximale Teil 169 ist entweder durch spanabhebende Fertigung oder durch spanlose Fertigung, wie beispielsweise Sintern oder dergleichen gefertigt. Die Teile 169 und 170 sind miteinander beispielsweise durch Wolfram-Inertgasschweißen (TIG) verbunden, und bilden zwischen sich eine erste Verbindungsstelle 171.

Der Werkzeughalter 167 hält ein Behandlungswerkzeug 173 mit einer Klinge 172. Das proximale Ende 174 des Halters 167 ist ein Hohlzylinder mit einem Außendurchmesser gleich dem oder etwas größer als dem des Teils 170. Das proximale Ende 174 des Halters 167 weist einen axialen Durchlaß 175 auf, der sich zu einem distalen Ende 176 hin öffnet. Das proximale Ende 174 ist in das distale Ende des Teils 170 eingeführt oder schlägt hieran an und ist mit dem Teil 170 beispielsweise durch eine TIG-Schweißung verbunden und bildet eine zweite Verbindungsstelle 177.

Der Durchlaß 175 des Halters 167 steht mit dem Durchlaß in dem Schaft 168 in Verbindung, so daß die Durchlässe in dem Werkzeughalter und dem Schaft zusammen eine Pfad definieren. Dieser Pfad kann entweder als Flüssigkeitszufuhrpfad zur Zufuhr einer Perfusions- oder Spülflüssigkeit in Richtung der Öffnung im Ende 176 oder als Absaugpfad zur Entfernung von Gewebeteilen oder dergleichen aus der Körperhöhle verwendet werden.

Wie beschrieben sind der Werkzeughalter 167 und der Schaft 168 an der zweiten Verbindungsstelle 177 durch eine Schweißung oder dergleichen verbunden. Nachfolgend wird kurz erläutert, wie der Werkzeughalter 167 und der Schaft 168 verbunden werden können. Zunächst wird ein Schweißwerkzeug 178 nahe der zu bildenden Verbindungsstelle 167 an diese herangebracht, wie in Fig. 42 dargestellt. Danach wird ein hohles zylindrisches Schild 179, welches das Werkzeug 178 umgibt ausgerichtet, um Oxidationen des Übertragungsbauteiles 4, welches aus einer Titanlegierung besteht zu verhindern. Ein Inertgas wie beispielsweise Argon wird in Pfeilrichtung in das Schild 179 eingebracht. Das Schweißwerkzeug 178 wird gezündet und die Flamme auf die zweite Verbindungsstelle 177 gerichtet, während Inertgas kontinuierlich der Verbindungsstelle 177 über das Schild 179 zugeführt wird. Die aneinander angrenzenden Enden des Werkzeughalters 167 und des Schaftes 168 werden mittels des Schweißwerkzeuges 178 miteinander verschweißt.

Wie aus Fig. 42 hervorgeht, ist die erste Verbindungsstelle 171 zwischen dem Horn 3 und dem Teil 4 und die zweite Verbindungsstelle 177 an den Wellen der Ultraschallvibration des Übertragungsbauteiles 4 angeordnet. Wie allgemein bekannt, wird weniger Belastung auf diejenigen Bereiche eines Bauteils aufgebracht, die in den Schleifen einer Ultraschallvibration liegen gegenüber denjenigen Teilen, die in den Knoten der Vibration liegen. Somit wirkt eine relativ geringe Belastung auf die erste Verbindungsstelle 171 zwischen dem Horn 3 und dem Teil 4 und auf die zweite Verbindungsstelle 177, welche relativ betrachtet mechanisch schwach sind. Dies hilft, Beschädigungen dieser Verbindungsstellen zu vermeiden.

Der Ultraschalloszillator 2 weist eine Länge von $\lambda/2$ auf, wobei λ die Wellenlänge der Vibration im Fundamentalmodus ist. Das Vibrationsübertragungsteil 4 hat eine Länge von $n \lambda/2$, wobei n eine ganze Zahl ist. Die Klinge 172 ist somit an einer Schleife oder Welle der Ultraschallvibration.

Ähnlich wie der Schaft 168 kann der Werkzeughalter 167 durch spangebende oder spanlose Fertigung hergestellt sein. Sowohl der Halter 167 als auch der Schaft 168 sind von der Abdeckung 126 umgeben, wie in Fig. 42 durch die zweigepunktete Strichlinie veranschaulicht.

Wie aus Fig. 43 hervorgeht, besteht das Behandlungswerkzeug 173 im wesentlichen aus einem Schaft und einem Messer 181. Das Messer 181 ist entferntbar an dem Schaft angeordnet und weist eine Klinge 182 auf. Das proximale Ende 174 des Halters 167 ist an dem Schaft 168 in der zweiten Verbindungsstelle 177 angeschweißt. Anstelle hiervon kann gemäß Fig. 44 das proximale Ende 174 an dem Schaft 168 durch eine Verschraubung befestigt sein. Dieses Verfahren zur Verbindung des Halters 167 mit dem rohrförmigen Schaft 168 macht es für den Chirurgen einfach, verschiedene Messerarten untereinander auszutauschen.

Das Messer 181, das an dem Vibrationsübertragungsteil 4 angeordnet ist, wird in Vibration versetzt, wenn der Oszillator 2 betrieben wird. Somit kann das Messer 181 Gewebe besser schneiden als jedes andere Messer, das keine Ultraschallvibration ausführt.

Anstelle des Werkzeuges 173 gemäß Fig. 43 können auch andere Behandlungswerkzeuge verwendet werden, wovon einige nun unter Bezug auf die Fig. 45A bis 45G beschrieben werden.

Fig. 45A zeigt eine erste Abwandlung des Werkzeuges 173 in Form eines Spatels zum Separieren eines Gewebes von anderem Gewebe, ohne daß hierbei das Gewebe durchgeschnitten wird.

Fig. 45B zeigt eine zweite Abwandlung des Werkzeuges 173 in Form eines doppelseitigen Messers mit einer Klinge 184, die sich über beide Längsseiten und die Spitze hin erstreckt. Mit diesem Werkzeug kann ein Chirurg befallenes oder erkranktes Gewebe von gesundem Gewebe trennen.

Fig. 45C zeigt eine dritte Abwandlung des Werkzeuges 173 mit einer U-förmigen Kerbe 185 an einer Seite. An einer Seite der Kerbe 185 ist eine Klinge 186 ausgebildet. Weiterhin kann noch eine Klinge an der Spitze des Werkzeuges ausgebildet sein. Mit diesem Werkzeug kann erkranktes Gewebe leicht erfaßt und abgetrennt werden.

Fig. 45D zeigt eine vierte Abwandlung des Werkzeuges 173 mit schlankerer Formgebung. Mittels einer Klinge 187 kann auch mit diesem Werkzeug erkranktes Gewebe durchtrennt werden.

Fig. 45E zeigt eine fünfte Abwandlung des Behandlungswerkzeuges 173 mit einer konkaven Spitze 188 mit einer Klinge 189 darin. Dieses Werkzeug ermöglicht es einem Chirurgen, zu behandelndes Gewebe niederzuzahlen und gleichzeitig mit der Klinge zu schneiden.

Die Fig. 45F und 45G zeigen eine sechste Abwandlung des Behandlungswerkzeuges 173 mit einer Durchgangsbohrung 190 und einer Klinge 191 am Vorderende der Bohrung 190. Mit diesem Werkzeug lassen sich vorspringende Gewebeteile, wie beispielsweise gestielte Polypen oder dergleichen schneiden.

Unter Bezug auf die Fig. 46A bis 46H werden nun vier weitere Abwandlungen des Werkzeuges 173 näher erläutert. Jeder dieser Werkzeuge weist einen scharfen Klingenbereich 192 und einen stumpfen Klingenbereich 193 auf. Der scharfe Klingenbereich 192 wird zum Schneiden von Gewebe verwendet und der abgestumpfte Klingenbereich 193 wird dazu verwendet, ein befallenes Gewebe von normalem Gewebe abzuschälen, ohne das befallene Gewebe einzuschneiden. Wenn es einmal an dem Vibrationsübertragungsteil 4 angeordnet ist, kann ein derartiges Werkzeug zwei unterschiedliche Typen von chirurgischen Vorgängen ausführen. Die Verwendung eines derartigen Werkzeuges für zwei Einsatzzwecke spart Operationszeit, da kein Austausch von Werkzeugen untereinander nötig ist. Das Behandlungswerkzeug gemäß den Fig. 46A bis 46H hilft somit, die Effizienz eines chirurgischen Vorganges zu verbessern.

Wie in der vierten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung kann jedes der Behandlungswerkzeuge in den Fig. 45A bis 45G und 46A bis 46H aus einem Schaft und einem Messerteil geformt sein. In diesem Fall kann das Messerteil entferntbar an dem Schaft befestigt sein. Weiterhin kann eine Hochfrequenzenergiezufuhr mit dem Behandlungswerkzeug verbunden werden, so daß der Chirurg das Werkzeug auch als Elektromesser verwenden kann, mittels dem sich befallenes Gewebe leicht ohne Blutungen aufgrund der Koagulationswirkung eines derartigen Elektromessers schneiden läßt.

Die Fig. 47 und 48 zeigen das Handstück 1 zur Verwendung in einer Ultraschallvorrichtung gemäß einer fünften Ausführungsform der vorliegenden Erfindung. Gemäß Fig. 47 umfaßt das Handstück 1 einen Ultraschalloszillator 2 des Langevin-Typs, der innerhalb einer äußeren Abdeckung oder eines Gehäuses 69 angeordnet ist, wobei ein Horn 3 integral oder einstückig am distalen Ende des Oszillators 2 angeordnet ist, um die Vibrationen des Oszillators 2 zu verstärken. Der Oszillator 2 des Langevin-Typs umfaßt piezoelektrische Elemente 65 und Elektroden 67, welche alternierend angeordnet sind. Die Elemente 65 und die Elektroden 67 sind zwischen dem Horn 3 und einem Metallblock 64 eingeklemmt. Am Umfang des Hornes 3 ist einstückig ein Flansch 3a ausgebildet, der näher am Knoten der Ultraschallvibration des Oszillators 2 liegt.

Der Ultraschalloszillator 2 des Langevin-Typs ist in einer inneren Abdeckung oder einem inneren Gehäuse 195 in Form eines Hohlzylinders gehalten. Der Flansch 3a des Hornes 3 ist am distalen Ende des inneren Gehäuses 195 befestigt. Genauer gesagt, das Gehäuse 195 weist an seinem distalen Ende einen Flansch 195a auf, der nach innen vorsteht und dieser Flansch 195a schlägt an dem Flansch 3a des Hornes 3 an. Ein Befestigungsring

196 ist im distalen Endbereich des Gehäuses 195 eingeschraubt, so daß die Flansche 3a und 195a miteinander befestigt werden. Somit ist der Oszillator 2 innerhalb des inneren Gehäuses 195 lagefixiert.

Ein hohler Bolzen 66 erstreckt sich durch eine axiale Bohrung im Oszillator 2 und dem Horn 3 und steht vom proximalen Ende des Oszillators 2 vor. Das proximale Ende des Bolzens 66 ist wasserdicht mit einem Absauganschluß 150 in Verbindung, der die rückwärtige Wand des inneren Gehäuses 95 durchtritt und in dieser befestigt ist. Der hohle Bolzen 66 definiert einen in der Zeichnung nicht näher dargestellten Absaugpfad, der sich durch den Oszillator 2 und das Horn 3 erstreckt. Eine ebenfalls nicht dargestellte Absaugleitung ist an dem Anschluß 150 befestigt.

Das innere Gehäuse 195 enthält den Oszillator 2 und ist drehbar in einem Freiraum 197 innerhalb des äußeren Gehäuses 69 eingesetzt. Zwei O-Ringe 198 sind an dem inneren Gehäuse 195 angeordnet und versiegeln eine Lücke zwischen dem äußeren Gehäuse 69 und dem inneren Gehäuse 195. Diese O-Ringe 198 erzeugen eine Reibung zwischen den Gehäusen 69 und 195 derart, daß das innere Gehäuse 195 unter einer relativ kleinen Kraft nicht gedreht werden kann.

Die Elektroden 67 des Oszillators 2 sind über Leitungsdrähte 152a einer Energiezufuhrleitung 152 mit einer nicht dargestellten Energieversorgung verbunden, wobei die Leitung 152 durch die rückwärtige Wand des inneren Gehäuses 195 verläuft.

Wie aus den Fig. 47 und 48 hervorgeht, weist das äußere Gehäuse 69 einen verdickten Abschnitt auf, in dem ein Flüssigkeitszufuhrpfad 199 ausgebildet ist. Der verdickte Bereich dient auch als Griffabschnitt des Handstückes 1. Der Flüssigkeitszufuhrpfad 199 steht an einem seiner Enden mit einer distalen Öffnung 199a des äußeren Gehäuses 69 in Verbindung mit seinem anderen Ende mit einem Schlauchverbinder 200, der durch die rückwärtige Wand des äußeren Gehäuses 169 verläuft. Eine nicht dargestellte Flüssigkeitszufuhrleitung ist mit dem Verbinder 200 verbindbar.

Das Vibrationsübertragungsteil 4, das heißt eine Sonde, ist am distalen Ende des Horns 3 angeschlossen. Genauer gesagt, das Teil 4 weist ein mit einem Gewinde versehenes proximales Ende auf, welches mit dem distalen Ende des Horns 3 verschraubbar ist. Ein Werkzeug 173 ist an der Spitze des Vibrationsübertragungsteiles 4 einstückig ausgebildet. Das Werkzeug 173 weist eine Klinge auf, deren Form asymmetrisch bezüglich der Achse des Vibrationsübertragungsteiles 4 ist. Das Teil 4 weist eine axiale Durchgangsbohrung (nicht dargestellt) auf, welche mit dem Absaugpfad in dem Oszillator 2 und dem Horn 3 in Verbindung steht. Das distale Ende dieser axialen Durchgangsbohrung öffnet sich in dem Werkzeug 173.

Selbst nachdem das Vibrationsübertragungsteil 4 teilweise in den distalen Endabschnitt des Horns 3 eingesetzt worden ist, kann das innere Gehäuse 195 mit relativ hoher Kraft gedreht werden, um somit das Vibrationsübertragungsteil 4 relativ zu dem äußeren Gehäuse 69, das heißt dem Griff des Handstückes 1 zu drehen. Die Lage des Teiles 4 bezüglich des Griffes verbleibt ungeändert aufgrund der Reibungskraft der O-Ringe 198 zwischen den Gehäusen 69 und 195, solange nicht eine Bedienungsperson, das heißt ein Chirurg das innere Gehäuse 195 mit relativ hoher Kraft bzw. hohem Kraftaufwand dreht. Somit kann der Chirurg das Werkzeug 173 spezieller Formgebung in jede gewünschte Position drehen, während die Griffposition des Handstückes 1 gleichbleibt. Das Handstück 1 gemäß den Fig. 47 und 48 weist somit hohen Bedienungskomfort auf.

Fig. 49 zeigt eine erste Abwandlung des Handstückes in den Fig. 47 und 48. Diese Abwandlung zeichnet sich im wesentlichen in vier Punkten aus. Zunächst ist ein einziger O-Ring 198 am distalen Endbereich des inneren Gehäuses 195 vorgesehen und versiegelt den Spalt zwischen dem inneren Umfang des Gehäuses 69 und dem äußeren Umfang des Gehäuses 195. Zweitens ist eine ringförmig umlaufende Kerbe 202 im äußeren Umfang des proximalen Endbereiches des inneren Gehäuses 195 ausgebildet und eine Befestigungsschraube 203 durchtritt das äußere Gehäuse 69 in einer entsprechenden Gewindebohrung und steht in die Kerbe 202 vor. Die Schraube 203 wird angezogen, so daß das innere Gehäuse 195 relativ zu äußeren Gehäuse 69 befestigt ist. Drittens ist, wie aus Fig. 49 hervorgeht, ein hakenförmiges Werkzeug 173 einstückig am Vibrationsübertragungsteil 4 angeordnet. Schließlich ist der Flüssigkeitszufuhrpfad 199, der in dem verdickten Bereich des äußeren Gehäuses 69 ausgebildet ist und parallel zur Längsachse des Handstückes 1 verläuft so ausgebildet, daß sich ein distales Ende hiervon ins Innere des äußeren Gehäuses 69 öffnet und mit dem Raum um das Horn 3 herum in Verbindung steht. Abgesehen von den erwähnten vier konstruktiven Unterschieden entspricht das Handstück gemäß Fig. 49 dem Handstück in Fig. 47 und 48.

Um das Vibrationsübertragungsteil 4 mit dem distalen Ende des Horns 3 zu verbinden, wird die Befestigungsschraube 203 gedreht, um das Gehäuse 195 mit dem äußeren Gehäuse 69 zu verbinden. Da das innere Gehäuse 195 nicht mehr länger bezüglich des äußeren Gehäuses 69 gedreht oder verschoben werden kann, ist es einfach, das Teil 4 mit dem Horn 3 durch Einschraubung miteinander zu verbinden. Allgemein gesagt, das Teil 4 wird mit dem Horn 3 durch Drehen des Teiles 4 mit einem entsprechenden Werkzeug bei gleichzeitigem Halten des äußeren Gehäuses 69 verbunden, wie in Fig. 50 dargestellt. Im Falle des Handstückes 1 gemäß Fig. 49 kann das Teil 4 mit dem Horn 3 durch einfaches Drehen des Teiles 4 von Hand verschraubt werden.

Wenn einmal die Schraube 203 in der Kerbe 202 gelockert ist, kann das innere Gehäuse 195 bezüglich des äußeren Gehäuses 69 gedreht werden. Hierdurch wird die Handhabbarkeit und Vielseitigkeit des Handstückes 1 verbessert.

Die Fig. 51 und 52 zeigen eine zweite Abwandlung des Handstückes aus den Fig. 47 und 48.

Diese zweite Abwandlung unterscheidet sich von dem Handstück aus den Fig. 47 und 48 in vier Punkten. Zunächst ist ein elektrisch isolierendes Teil 204 zwischen dem Flansch 3a des Horns 3 und dem Flansch 195a des inneren Gehäuses 195 angeordnet. Zweitens ist ein Flansch 195b einstückig am proximalen Ende des inneren Gehäuses 195 ausgebildet und ein Befestigungsring 205 ist in das proximale Ende des äußeren Gehäuses 69 eingeschraubt, schlägt somit am Flansch 195b an und befestigt das innere Gehäuse 195 mit dem äußeren Gehäuse 69. Drittens ist ein elektrischer Schalter 206 am distalen Endabschnitt des Gehäuses 69 angeordnet, um den Ultraschalloszillator 2 in dem Gehäuse 195 ein- und auszuschalten. Viertens ist ein O-Ring 211 in einer

ringförmig umlaufenden Ausnehmung am inneren Umfang des distalen Endbereiches des äußeren Gehäuses 69 eingesetzt und versiegelt den Spalt zwischen dem Gehäuse 69 und dem Vibrationsübertragungsteil 4.

Das elektrisch isolierende Teil 204 ist aus elastischem Material, wie beispielsweise Gummi gefertigt und isoliert das Horn 3 elektrisch vom Befestigungsring 196, der aus Metall gefertigt ist. Der Befestigungsring 205 kann gedreht werden, bis er aus dem Gehäuse 69 entfernt werden kann, so daß der Flansch 195b von dem inneren Gehäuse 195 freigegeben wird. Sobald der Ring 205 von dem Gehäuse 69 entfernt worden ist, kann das innere Gehäuse 195 aus dem äußeren Gehäuse 69 gezogen werden.

Gemäß den Fig. 51 und 52 weist der elektrische Schalter 206 zwei Anschlüsse 207 und 208 auf, welcher als Anode bzw. Kathode wirken. Der erste Anschluß 207 steht mit dem Befestigungsring 196 in Verbindung, wohingegen der zweite Anschluß 208 das Horn 3 kontaktiert. Ein erster Leitungsdraht 209 steht mit dem Ring 196 in Verbindung, der den Anschluß 207 kontaktiert. Das Horn 3, das aus Metall gefertigt ist, ist über den Bolzen 66 elektrisch mit dem Metallblock 64 verbunden. Ein zweiter Leitungsdraht 210 ist mit einem Ende mit dem zweiten Anschluß 207 verbunden und mit seinem anderen Ende mit dem Block 64. Die Drähte 209 und 210, die jeweils für sich mit einer Isolationshülle umgeben sind, sind zusammengebündelt und kombiniert mit den Drähten, welche das Energieversorgungskabel 152 bilden.

Gleiche Bauteile in dem Handstück 47 und 48 sind in den Fig. 51 und 52 mit gleichen Bezugszeichen versehen und werden nicht noch einmal beschrieben.

Um das Vibrationsübertragungsteil 4 mit dem distalen Ende des Horns 3 zu verbinden, wird der Befestigungsring 205 gedreht und mit dem Gehäuse 69 verschraubt, so daß das Gehäuse 195 mit dem Gehäuse 69 verbunden wird. Sobald das innere Gehäuse 195 so mit dem äußeren Gehäuse 69 verbunden ist, ist es einfach, das Teil 4 mit dem Horn 3 zu verbinden.

Wenn der Befestigungsring 205 gelöst wird, kann das innere Gehäuse 195 bezüglich des äußeren Gehäuses 69 gedreht werden. Somit kann das Teil 4 bezüglich des äußeren Gehäuses 69, welches als Griffteil dient in jede beliebige gewünschte Lage gedreht werden. Nach dem Drehen des Teils 4 in die gewünschte Position kann eine Bedienungsperson den Ring 205 wieder anziehen, so daß das Teil 4 in der gewählten Position verbleibt. Dies hilft, die Einsatzmöglichkeiten des Handstückes 1 zu verbessern, obwohl das Werkzeug 173 einstückig an dem Teil 4 ausgebildet ist.

Egal, in welche Richtung das innere Gehäuse 195 bezüglich des äußeren Gehäuses 69 gedreht wird und ungeachtet des Verdrehungswinkels hierbei, der erste Anschluß 207 und der zweite Anschluß 208, welche gemäß den Fig. 51 und 52 Bürstenkontakte sind, verbleiben in Anlage mit dem Befestigungsring 196 und dem Horn 3, so daß die elektrische Verbindung zwischen dem Schalter 206 und einer nicht dargestellten Energiezufuhr aufrechterhalten bleibt. Wenn das Gehäuse 195 gedreht wird, drehen die Drähte 209 und 210 ebenfalls in die gleiche Richtung und werden hierbei nicht miteinander verdreht oder dergleichen. Das System zur Verbindung des Schalters 206 mit der Energiezufuhr ist somit relativ einfach im Aufbau und baut klein, so daß das Handstück 1 demzufolge ebenfalls kompakt ausgestaltet werden kann.

Fig. 53 zeigt eine dritte Abwandlung des Handstückes aus den Fig. 47 und 48.

Die dritte Abwandlung des Handstückes 1 zeichnet sich durch Haltemittel aus, die angeordnet sind, das innere Gehäuse 195 in einer gewünschten Lage relativ zum äußeren Gehäuse 69 zu halten. Die Haltemittel umfassen eine Mehrzahl von parallelen Kerben 212a, die im äußeren Umfang des inneren Gehäuses 195 ausgebildet sind, einen Anschlag 213, eine Schraube 214 und ein Stellrad 215. Der Anschlag 213 ist in einem verdickten Bereich des äußeren Gehäuses 69 angeordnet und weist Zähne 212b auf, welche mit den Kerben 212a in Eingriff bringbar sind. Die Schraube 214 durchtritt eine Gewindebohrung in dem verdickten Bereich, wobei die Schraube 214 an ihrem unteren Ende den Anschlag 213 und an ihrem unteren Ende das Stellrad 215 trägt.

Wenn das Stellrad 215 in eine Richtung gedreht wird, bewegt sich die Schraube 214 nach unten, so daß der Anschlag 213 und somit die Zähne 212b am Anschlag 213 in Eingriff mit den Kerben 212a am inneren Gehäuse 195 geraten, so daß das Gehäuse 195 bezüglich des Gehäuses 69 nicht mehr verdreht werden kann.

Umgekehrt, wenn das Stellrad 215 in entgegengesetzte Richtung gedreht wird, bewegt sich die Schraube 214 nach oben, so daß die Zähne 212b am Anschlag 213 außer Eingriff mit den Kerben 212a gelangen und das Gehäuse 195 bezüglich des Gehäuses 69 verdreht werden kann. Das Gehäuse 195 wird so verdreht, daß das Vibrationsübertragungsteil 4 die gewünschte Position bezüglich des Gehäuses 69 annimmt.

Danach wird durch Verdrehen des Stellrades 215 die Lage des inneren Gehäuses 195 bezüglich des äußeren Gehäuses 69 wieder blockiert. Hierdurch kann die Einfachheit in der Handhabung des Handstückes 1 verbessert werden, obwohl das Werkzeug 173 einstückig und somit unbeweglich an dem Vibrationsübertragungsteil 4 ausgebildet ist.

Die Fig. 54 bis 56 zeigen drei Abwandlungen des Handstückes 1, wobei jeweils das Handstück 1 das äußere Gehäuse 69 mit einer speziellen Formgebung hat.

Das Handstück gemäß Fig. 54 weist am äußeren Umfang des Gehäuses 69 eine Fingerstütze 216 auf.

Das Handstück gemäß Fig. 55 weist in dem äußeren Gehäuse 69 ein langgestrecktes Loch 217 auf, welches teilweise von einem Finger einer Bedienungsperson verschließbar ist, so daß der Unterdruck innerhalb des Absaugpfades im Handstück abhängig vom Öffnungsgrad des Loches 217 eingestellt werden kann.

Das Handstück gemäß Fig. 56 zeichnet sich dadurch aus, daß das äußere Gehäuse 69 nur einen Teil des inneren Gehäuses 195 umgibt, wobei das äußere Gehäuse 69 einen Schalter 218 trägt.

In den Handstücken gemäß den Fig. 54 bis 56 kann das äußere Gehäuse 69 eine Kappe aufweisen, an der einen Flüssigkeitszufuhrleitung anschließbar ist, wie in der fünften Ausführungsform gemäß den Fig. 47 und 48. Wenn dies der Fall ist, kann die Kappe bezüglich des inneren Gehäuses 195 gedreht werden.

Die Fig. 57 bis 63 zeigen unterschiedliche Typen von Elektroden 67, welche in dem Ultraschalloszillator 2 angeordnet werden können, und an welchen Drähte 152a nicht durch Löten sondern durch eine mechanische Verbindung angeschlossen sind.

Da die Elektroden 67 fest an den piezoelektrischen Elementen gehalten sind, besteht eine verlässliche Verbindung so lange, solange keine Lötvorgänge an dem piezoelektrischen Elementen durchgeführt werden müssen. Da die Elektroden 67 nicht mit den piezoelektrischen Elementen direkt verbunden sind, also nicht durch eine Lötvorgang, werden die piezoelektrischen Elemente auch nicht thermisch beeinflusst. Weiterhin können die Elektroden 67 gegenüber dem Fall, in dem sie an die piezoelektrischen Elemente angelötet werden dünner ausgebildet werden.

Die Elektrode 67 gemäß den Fig. 57 und 58 weist einen kreuzförmigen Vorsprung 219 auf. Wie Fig. 58 zeigt, wird der Vorsprung 219 abgebogen und erstreckt sich dann parallel zu dem Leitungsdraht 152a. Die horizontalen Arme 219a des Vorsprungs 219 werden um ein abisoliertes Ende des Leitungsdrahtes 152 gebogen und dort festgeklemmt.

Die Elektrode 67 gemäß den Fig. 59 und 60 weist einen geraden Vorsprung 220 auf. Wie Fig. 60 zeigt, wird dieser Vorsprung um ein abisoliertes Ende des Drahtes 152a gebogen, so daß dieses Ende des Drahtes 152a festgeklemmt wird.

Die Elektrode 67 gemäß den Fig. 61 bis 63 weist einen kurzen Vorsprung 221 auf. Ein Befestigungsteil 222 aus Metall, wie am besten aus Fig. 63 hervorgeht, ist hierbei vorgesehen. Das Befestigungsteil 222 weist an einem Ende einen abgebogenen Bereich 222a auf und am anderen Ende einen kreuzförmigen Bereich 222b. Der Bereich 222a wird um den kurzen Vorsprung 221 herum angeordnet und festgedrückt, so daß der Vorsprung 221 eingeklemmt ist. Die Arme des kreuzförmigen Vorsprungs 222b werden um eine abisoliertes Ende des Drahtes 152a gelegt und dort festgeklemmt. Kein Teil der Elektrode 67 muß gebogen werden und die Elektrode 67 verbleibt mechanisch stabil.

Die Fig. 64 bis 67 zeigen ein Handstück einer Ultraschallvorrichtung gemäß einer sechsten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung.

Gemäß Fig. 64 umfaßt dieses Handstück 1 den Oszillator 2, das Horn 3 am distalen Ende des Oszillators 2 und das Vibrationsübertragungsteil 4 am distalen Ende des Hornes 3. Der Oszillator 2 und das Horn 3 sind innerhalb des inneren Gehäuses 195 angeordnet, welches wiederum innerhalb des äußeren Gehäuses 69 angeordnet ist. Das äußere Gehäuse 69 kann bezüglich des inneren Gehäuses 195 verdreht werden und dient somit als drehbares Griffteil. Eine hohle zylindrische Abdeckung 157 ist am distalen Ende des Gehäuses 69 angeschlossen. Das Vibrationsübertragungsteil 4 erstreckt sich durch diese Abdeckung 157 und definiert einen ringförmig umlaufenden Freiraum 223 zwischen sich und dem inneren Umfang der Abdeckung 157. Am äußeren Umfang des distalen Endes des äußeren Gehäuses 69 ist ein Handschalter 224 angeordnet, um den Oszillator 2 ein- und ausschalten zu können.

Fig. 67 zeigt schematisch das Verdrahtungssystem des Handschalters 224. Wie aus Fig. 67 hervorgeht, ist der Schalter 224 mit einem Paar von äußeren Gleitringen 225 über zwei Drähte 227a in Verbindung. Die Gleitringe 225 sind mit einem Paar von inneren Gleitringen 226 in Verbindung. Die Ringe 226 sind mit zwei Leitern 227b in Verbindung, welche voneinander isoliert und zusammengebündelt sind und eine Energiezufuhrleitung 228 bilden. Die Leitung 228 erstreckt sich durch den proximalen Endbereich des inneren Gehäuses 195, wie aus Fig. 64 hervorgeht und ist mit einer in der Zeichnung nicht dargestellten Energiequelle verbindbar, welche für den Ultraschalloszillator 2 vorgesehen ist. Wie aus Fig. 65 hervorgeht, sind die inneren Gleitringe 226 an dem Gehäuse 195 angeordnet und die äußeren Gleitringe 225 umgreifen die inneren Gleitringe. Jeder Gleitring 226 weist gekrümmte Vorsprünge 226a auf, welche in Gleitkontakt mit den inneren Umfängen der äußeren Gleitringe 225 sind. Obwohl somit das äußere Gehäuse 69 drehbar ist, verbleiben die inneren Gleitringe 226 in elektrischen Kontakt mit den zugehörigen äußeren Gleitringen 225.

Das Handstück 1 umfaßt weiterhin ein Wasserzufuhrsystem zur Zufuhr von Wasser an das Vibrationsübertragungsteil 4, um dieses zu kühlen. Gemäß Fig. 64 umfaßt dieses Wasserzufuhrsystem den Wasserzufuhrpfad 199, der in dem verdickten Bereich des äußeren Gehäuses 69 angeordnet bzw. ausgebildet ist. Beide Enden des Pfades 199 sind nach innen geneigt. Das distale Ende 199a des Pfades 199 öffnet sich zum inneren Umfang des distalen Endes des äußeren Gehäuses 69, wohingegen das proximale Ende des Pfades 199 sich zum inneren Umfang des proximalen Endes des äußeren Gehäuses 69 hin öffnet. Das distale Ende des Pfades 199 weist in Richtung auf das Vibrationsübertragungsteil 4. Das distale Ende 199a, welches als Wasserauslaß wirkt kann bezüglich des äußeren Gehäuses 69 auf der gleichen Seite wie der Pfad 199 angeordnet sein, was aus Sicht der einfacheren Handhabung des Handstückes 1 wünschenswert ist.

Ein Wasserzufuhranschluß oder Verbinder 200 ist am proximalen Ende des Gehäuses 195 angeordnet. Der Verbinder 200 ist über einen Pfad im inneren Gehäuse 195 mit einer Ausnehmung 229 in Verbindung, welche ringförmig umlaufend im äußeren Umfang des Gehäuses 195 ausgebildet ist. Die Ausnehmung 229 steht mit dem distalen Ende des Wasserzufuhrpfades 199 in Verbindung. Somit ist der Verbinder 200 mit dem Pfad 199 in Verbindung, ungeachtet der Verdrehungsstellung des äußeren Gehäuses 69 bezüglich des inneren Gehäuses 195. Die O-Ringe 211 am inneren Gehäuse 195 versiegeln den Spalt zwischen den Gehäusen 69 und 195 und verhindern den Austritt von Wasser.

Die Fig. 68 bis 71 zeigen eine erste Abwandlung des Handstückes aus den Fig. 64 bis 67. Wie aus Fig. 68 hervorgeht, zeichnet sich dieses Handstück 1 durch eine Bohrung 230 aus, die im distalen Endbereich des äußeren Gehäuses 69 ausgebildet ist. Diese Bohrung 230 erstreckt sich vom distalen Ende des Gehäuses 69 zu dem Wasserpfad 199. Ein Verschußteil 231, beispielsweise ein Stopfen, eine Kappe oder eine Schraube ist in das distale Ende der Bohrung 230 eingesetzt. Die Bohrung 230 verläuft geradlinig und coaxial mit dem Pfad 199. Wenn das Verschußteil 231 entfernt wird, erlaubt die Bohrung 230, daß eine dünne Bürste oder dergleichen (nicht dargestellt) in das Innere des Pfades 199 eingebracht werden kann, so daß der Pfad 199 gereinigt werden kann.

Die Fig. 69 und 70 zeigen eine Seitenansicht bzw. einen Querschnitt durch das Handstück 1. Wie aus diesen Figuren hervorgeht, weist das äußere Gehäuse 69 eine Fingerstütze 216 auf, die im Umfang des distalen

Endbereiches nahe des Schalters 224 ausgebildet ist. Weiterhin weist das Gehäuse 69 eine Vertiefung 232 auf, die in etwa mittig in dem Umfang ausgebildet ist. Parallele Ausnehmungen 232a sind in der Bodenfläche der Vertiefung 232 ausgebildet, um das Handstück 1 sicher greifen zu können. Das Gehäuse 69 ist in zwei Teile unterteilt an der Grenzfläche zwischen der Fingerstütze 216 und der Vertiefung 232. Diese beiden Teile können relativ zueinander verdreht werden. Alternativ hierzu kann das äußere Gehäuse 69 einstückig sein, wie in Fig. 71 dargestellt. In jedem Fall erleichtern die Fingerstütze 216 und die Vertiefung 232 ein sicheres Greifen des Handstückes 1 und ein leichtes Erfühlen des Schalters 224.

Bei dem Handstück 1 gemäß der sechsten Ausführungsform (Fig. 64 bis 67) und den Abwandlungen hiervon (Fig. 68 bis 71) kann ein Chirurg das äußere Gehäuse 69 bezüglich des inneren Gehäuses 195 drehen, so daß der Schalter 224 in jeder gewünschten Lage angeordnet werden kann. Der Chirurg kann die Lage des Wasserzufuhrpfades 199, der von außen nicht sichtbar ist aus der Stellung des Schalters 224 ableiten, egal, ob das äußere Gehäuse 69 gedreht worden ist oder nicht. Der Grund hierfür liegt darin, daß der Pfad 199 und der Schalter 224, welche beide in dem verdickten Bereich angeordnet sind, zusammen bewegt werden, wenn das äußere Gehäuse 69 gedreht wird.

Die meisten Chirurgen oder Bedienungspersonen halten das Handstück 1 derart, daß der Schalter 224 oben zu liegen kommt und somit leicht zu bedienen ist. Hierbei kommt der Wasserzufuhrpfad 199 ebenfalls oben zu liegen, so daß Wasser von einer externen Wasserquelle zugeführt durch den Verbinder 200 die Ausnehmung 229 und den Kanal 199 einfließt. Da hierbei der Pfad 199 "oben" angeordnet ist, kann das Wasser durch den geneigten Endabschnitt des Pfades 199 nach unten strömen und wird in einem kräftigen Strom auf das Vibrationsübertragungsteil 4 abgegeben. Danach fließt das Wasser schnell zu dem distalen Ende des Übertragungsteiles 4 durch den Freiraum 223 zwischen dem Teil 4 und dem inneren Umfang der Abdeckung 157, so daß das Vibrationsübertragungsteil 4 wirksam gekühlt wird.

Da sowohl der Wasserzufuhrpfad 199 als auch der Schalter 224 in den meisten Fällen beim Halten des Handstückes 1 oben zu liegen kommen, kann sowohl der Schalter 224 leicht bedient werden, als auch das Übertragungsteil 4 mit hoher Wirksamkeit wassergekühlt werden.

Die Fig. 72 und 73 zeigen eine zweite Abwandlung des Handstückes 1 aus den Fig. 64 bis 67, welches in der sechsten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung verwendbar ist. Dieses abgewandelte Handstück 1 umfaßt ein einzelnes Gehäuse 69, welches praktisch eine Kombination eines äußeren Gehäuses und eines inneren Gehäuses ist. Wie aus Fig. 72 hervorgeht, ist eine hohlzylindrische Abdeckung 232 drehbar mit dem distalen Ende des Gehäuses 69 verbunden und umgibt das Vibrationsübertragungsteil 4. Weiterhin ist eine hohlzylindrische Abdeckung 157 am distalen Ende der Abdeckung 232 befestigt und umgibt das Teil 4. Auf dieser Abdeckung 157 ist der Schalter 224 zum Einschalten und Ausschalten des Oszillators 2 angeordnet. Der Schalter 224 ist mit einer nicht dargestellten Energieversorgung mittels Gleitringen gemäß der Fig. 67 verbunden. Alternativ hierzu kann der Schalter 224 mit anderen geeigneten Mitteln mit der Energieversorgung verbunden sein.

Wie aus den Fig. 72 und 73 hervorgeht, weist das Handstück 1 ein Wasserzufuhrsystem zur Zufuhr von Kühlwasser zu dem Vibrationsübertragungsteil 4 auf. Dieses System umfaßt den Wasserzufuhranschluß oder Verbinder 200, der in der drehbaren Abdeckung 232 angeordnet ist nahe dem Handschalter 224 und sich in das Innere der Abdeckung 232 in radialer Richtung hiervon erstreckt. Der Verbinder 200 weist eine axiale Durchgangsbohrung auf, welche als Wasserpfad 199 dient und sich mit einem distalen Ende 199a ins Innere der Abdeckung 232 öffnet.

Zur Verwendung des Handstückes 1 gemäß Fig. 72 verbindet der Chirurg oder eine Assistenzperson eine Leitung 16 mit einem Ende mit dem vom Umfang der Abdeckung 232 vorstehenden Ende des Verbinders 200 und das andere Ende der Leitung 16 mit einer nicht dargestellten Wasserquelle, wie in Fig. 73 dargestellt. Danach hält der Chirurg das Handstück 1, dreht die Abdeckung 232 und plaziert den Schalter 224 in einer oberen Lage, so daß er leicht bedienbar ist. Der Verbinder 200, der nahe dem Schalter 224 angeordnet ist, wird automatisch ebenfalls in einer oberen Lage angeordnet. Danach wird Wasser von der Wasserquelle zugeführt und fließt durch die Leitung 16 in den Verbinder 200. Da der Pfad 199 sich nach unten erstreckt, strömt das Wasser aus dem Pfad 199 nach unten auf das Vibrationsübertragungsteil 4 und von da durch den Freiraum 232 zwischen dem Teil 4 und dem Innenumfang der Abdeckung 157, so daß das Vibrationsübertragungsteil 4 schnell gekühlt werden kann.

Wie in dem Handstück der Fig. 64 bis 67 ist es bei dem Handstück 1 gemäß den Fig. 72 und 73 vorteilhaft, daß der Schalter 224 leicht betätigt werden kann und das Übertragungsteil 4 mit hoher Wirksamkeit wassergekühlt werden kann. Weiterhin ist es vorteilhaft, daß die drehbare Abdeckung 232 klein ist, so daß das Handstück 1 insgesamt kompakt gebaut werden kann.

Die Fig. 74 und 75 zeigen eine dritte Abwandlung des Handstückes aus den Fig. 64 bis 67. Wie in der zweiten Abwandlung gemäß den Fig. 72 und 73 umfaßt das Handstück 1 gemäß der dritten Abwandlung das einzelne Gehäuse 69, welche eine Kombination aus äußerem und innerem Gehäuse ist. Das Gehäuse 69 ist nicht drehbar und somit anders ausgebildet wie in der zweiten Abwandlung. Das Gehäuse 69 ist ein Hohlzylinder mit einer Bohrung großen Durchmessers im distalen Endabschnitt. Das Handstück 1 weist die hohlzylindrische Abdeckung 157 auf, deren proximaler Endabschnitt in der Bohrung großen Durchmessers des Gehäuses 69 eingesetzt ist, so daß die Abdeckung 157 bezüglich des Gehäuses 69 drehbar ist. Zwei O-Ringe 211 sind vorgesehen, um zwischen dem Gehäuse 69 und der Abdeckung 157 eine wasserdichte Verbindung zu erzielen. Derjenige Bereich der Abdeckung 157, der dem proximalen Endabschnitt benachbart ist, ist dicker als alle verbleibenden Bereiche. Der Schalter 224 ist an diesem verdickten Bereich der Abdeckung 157 angeordnet. Der Schalter 224 ist mit einer nicht dargestellten Energieversorgung über Gleitringe wie in dem Handstück gemäß Fig. 67 oder auch andere geeignete Mittel verbunden.

Ein Wasserzufuhranschluß oder der Verbinder 200 ist in dem Gehäuse 69 angeordnet und steht mit einem

Kanal 234 in dem Gehäuse 69 in Verbindung. Der Kanal 234 öffnet sich in eine ringförmig umlaufende Ausnehmung 199, die im äußeren Umfang des proximalen Endbereiches der Abdeckung 157 ausgebildet ist. Die Ausnehmung 199 ist zwischen den O-Ringen 211 angeordnet. Eine radiale Bohrung 199a ist in der Bodenfläche der Ausnehmung 199 ausgebildet und öffnet sich zum Inneren der Abdeckung 157 hin. Diese Bohrung 199a ist

nahe dem Handschalter 224 ausgebildet.

Zur Verwendung des Handstückes 1 aus den Fig. 74 und 75 dreht ein Chirurg die hohlzylindrische Abdeckung 157, so daß der Handschalter 224 in einer oberen Position angeordnet ist und somit leicht bedienbar ist. Die Ausnehmung 199, welche nahe dem Schalter 224 angeordnet ist, wird ebenfalls automatisch in der oberen Position ausgerichtet. Danach wird Wasser von einer Wasserquelle dem Verbinder 200 zugeführt. Das Wasser strömt durch den Kanal 234 in dem Gehäuse 69 in die Ausnehmung 199 und von da ins Innere der Abdeckung 157 durch die Bohrung 199a. Da die Bohrung 199a sich nach unten erstreckt, fließt das Wasser durch diese Bohrung 199a nach unten auf das Vibrationsübertragungsteil 4. Von da strömt das Wasser schnell zum distalen Ende des Teiles 4 über den Freiraum 223 zwischen dem Teil 4 und dem inneren Umfang der Abdeckung 157, so daß das Vibrationsübertragungsteil 4 wirksam gekühlt wird.

Ähnlich dem Handstück der Fig. 64 bis 67 ist das Handstück 1 in der dritte Abwandlung gemäß den Fig. 74 und 75 vorteilhaft dahin, daß der Schalter 224 leicht bedienbar ist und das Übertragungsteil 4 mit hoher Wirksamkeit wassergekühlt werden kann. Da weiterhin der Wasserzufuhranschluß 200 an dem Gehäuse 69 vorgesehen ist und entfernt vom Schalter 224 ist, wird die Ausrichtung bzw. Bedienung des Schalters 224 nicht behindert.

Fig. 76 zeigt einen Ultraschalloszillator 4, der in dem Handstück 1 einer jeden bisher beschriebenen Ausführungsform eingesetzt werden kann. Dieser Oszillator 4 umfaßt vier piezoelektrische Elemente 65 und drei Elektroden 67, welche alle zwischen einem Flansch 3a des Hornes 32 und dem Metallblock 64 eingeklemmt sind. Die Elektroden 67 sind zwischen die Elemente 65 geschichtet. Das Horn 3, die Elemente 65, die Elektroden 67 und der Metallblock 64 sind coaxial zueinander ausgerichtet und weisen konzentrische Bohrungen auf. Diese Bohrungen formen insgesamt einen Durchlaß. Ein Bolzen 66 mit einer axialen Durchgangsbohrung erstreckt sich durch diesen Durchlaß, wobei das distale Ende des Bolzens 66 mit dem Horn 3 verbunden ist. Der Block 64, der als Mutter dient, ist auf das proximale Ende des Bolzens 66 aufgesetzt, so daß die Elemente 65 und die Elektroden 67 zwischen dem Horn 3 und dem Block 64 eingespannt sind.

Jede der Elektroden 67 weist einen Vorsprung auf, der mit einer Krümmung R gebogen und gekrümmt ist. Somit ist die Impedanz des Ultraschalloszillators 4 geringer als sonst und eine relativ geringe Spannung ist ausreichend, um den Oszillator 4 zu betreiben. Beim Anlegen einer geringen Spannung besteht für den Oszillator 4 keine Gefahr eines dielektrischen Durchbruchs und es liegen auch keine großen Leckströme vor. Der Ultraschalloszillator 4 ist somit sowohl sicher für Chirurg und Patient als auch ökonomisch.

Die Fig. 77 bis 80 zeigen weitere Abwandlungen des Handstückes 1.

Das Handstück 1 gemäß Fig. 77 weist keine Bauteile auf, welche das Gesichtsfeld begrenzen könnten. Eine Wasserzufuhrleitung 235 ist nicht außerhalb eines Hauptgehäuses 236 oder der Abdeckung 157, sondern innerhalb des Gehäuses oder der Abdeckung angeordnet. Genauer gesagt, die Leitung 235 erstreckt sich parallel zur Achse des Gehäuses 236 durch einen Spalt zwischen einer Sonde 4, das heißt einem Vibrationsübertragungsteil und der hohlzylindrischen Abdeckung 157. Die Wasserzufuhrleitung 235 steht nicht vom distalen Ende der Abdeckung 157 vor.

Das Handstück 1 gemäß Fig. 78 ist identisch zu dem Handstück gemäß Fig. 77 mit der Ausnahme, daß die Abdeckung 157 am distalen Ende einen verdünnten Abschnitt 157a hat.

Die Handstücke gemäß den Fig. 77 und 78 stellen für einen Chirurgen ein ausreichendes Gesichtsfeld dar, da die Wasserzufuhrleitung 235 innerhalb der Abdeckung 157 vorgesehen ist und keine Bauteile außerhalb des Gehäuses 236 oder der Abdeckung 157 vorgesehen sind. Zusätzlich kann ein Chirurg die Abdeckung 157 leicht in eine Körperhöhle einführen, da das distale Ende der Abdeckung 157 nicht nur dünn sondern auch sich verjüngend ausgebildet ist.

Das Handstück 1 gemäß Fig. 79 ist identisch zu den Handstücken gemäß den Fig. 77 und 78 mit der Ausnahme, daß zunächst die Wasserzufuhrleitung 235 vom distalen Ende der hohlzylindrischen Abdeckung 157 vorsteht. Weiterhin ist die Sonde 4 so angeordnet, daß ihre Längsachse nicht mit der der Abdeckung 157 fluchtet. Somit hat das distale Ende der Abdeckung 157 einen Durchmesser, der etwas größer ist als die Summe der Durchmesser von Sonde 4 und Leitung 235.

Das Handstück 1 gemäß Fig. 80 zeichnet sich durch eine Anschlußvorrichtung 237 aus, welche sich einfach von einer Abdeckung 126, in der sich der Ultraschalloszillator 2 befindet befestigen läßt bzw. hiervon abnehmen läßt. Ein abgestufter Bereich ist am inneren Umfang der Abdeckung 126 vorgesehen. Ein Flansch 3a schlägt an diesem abgestuften Bereich an und die Anschlußvorrichtung 237 ist in die Abdeckung 226 eingesetzt, wobei ein Flansch 237a in Anlage mit dem Flansch 3a ist. Eine Mutter 240 ist mit einem Innengewinde am inneren Umfang der Abdeckung 126 in Eingriff, so daß der Flansch 3a und das proximale Ende der Anschlußvorrichtung 237 innerhalb der Abdeckung 226 eingesetzt und lagefixiert sind. Eine Abdeckung 241 ist am distalen Endabschnitt der Anschlußvorrichtung 237 vorgesehen. Ein Wasserzufuhranschluß 159 ist mit der Abdeckung 241 in Verbindung. Eine ringförmig umlaufende Ausnehmung 242 steht mit dem Anschluß 159 durch eine Bohrung in der Abdeckung 241 in Verbindung. Eine Wasserzufuhrleitung 243 ist mit ihrem proximalen Ende mit dem distalen Ende der Anschlußvorrichtung 237 in Verbindung und steht mit der Ausnehmung 242 in Verbindung. Das distale Ende der Leitung 243 ist mit dem distalen Ende einer nicht dargestellten hohlzylindrischen Ummantelung der Abdeckung 241 in Verbindung. Somit kann Wasser zum distalen Ende der Ummantelung durch den Anschluß 159, die Ausnehmung 242 und die Leitung 243 gefördert werden.

Da die Wasserzufuhrleitung 243 unterhalb der Sonde 4 angeordnet ist, muß die Anschlußvorrichtung 237 nicht gedreht werden, um eine spezielle Lage zu erreichen, selbst wenn der Oszillator 2, die Anschlußvorrichtung 237 und die Ummantelung nicht coaxial zu der Abdeckung 126 sind. Somit kann das Handstück 1 gemäß Fig. 80

leicht zusammengebaut und auch gehandhabt werden.

Die Fig. 81 und 82 zeigen ein Handstück, welches zu dem Handstück 80 identisch ist mit der Ausnahme, daß die Wasserzufuhrleitung 235 von der Anschlußvorrichtung 237 abnehmbar ist.

Das Handstück 1 gemäß Fig. 81 ist ähnlich dem Handstück gemäß Fig. 77 insoweit, als die Wasserzufuhrleitung 243 sich in dem Gehäuse 236 erstreckt und hierbei in einem Spalt zwischen der Sonde 4 und der Abdeckung 157 verläuft. Die Leitung 243 ist an der Anschlußvorrichtung 237 angeschlossen, wie in Fig. 82 dargestellt. Genauer gesagt, ein elastischer Zylinder 244 aus O-Ringen ist in einer Bohrung im distalen Ende der Anschlußvorrichtung 237 angeordnet. Der proximale Endbereich der Leitung 243 ist in diesen elastischen Zylinder 244 eingesetzt. Aufgrund der Elastizitätskraft des Zylinders 244 wird die Leitung 243 wasserdicht gehalten.

Die Leitung 243 kann mit der Anschlußvorrichtung 237 entferntbar anders verbunden werden, wie beispielsweise in Fig. 83 dargestellt. Genauer gesagt, eine Verbindungsröhre 237a ist in einer Bohrung im distalen Ende der Anschlußvorrichtung 237 eingesetzt und die Leitung 243 ist entferntbar mit der Verbindungsröhre 237a verbunden. Das proximale Ende 243a der Leitung 243 kann abgeschrägt sein, wie in Fig. 84 dargestellt. Alternativ hierzu kann der proximale Endabschnitt 243b der Leitung 243 sich sanft verjüngend ausgebildet sein, wie in Fig. 85 dargestellt. In jedem Falle verjüngen sich das Ende der Leitung 243 in Richtung der Anschlußvorrichtung 237, so daß die Leitung 243 leicht an der Anschlußvorrichtung 237 durch Einführen in dieselbe angeschlossen werden kann. Somit kann ein Chirurg oder eine Assistenzperson die Leitung 243 problemlos anschließen oder wieder entfernen, wann immer dies nötig sein sollte.

Die Fig. 86 und 87A und 87B zeigen ein Handstück zur Verwendung in einer Ultraschallvorrichtung gemäß einer siebten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung.

Wie am besten aus den Fig. 86 und 87A hervorgeht, weist der Flansch 3a an dem Horn 3 des Oszillators 2 zwei Kerben 246 auf, welche umfangsseitig und einander gegenüberliegend ausgebildet sind. Ein Stopring 247 ist am Umfang des Flansches 3a angeordnet. Der Stopring 247 weist zwei Vorsprünge 248 auf, welche von seinem inneren Umfang vorspringen und in die Kerben 246 des Flansches 3a passen. Der Ring 247 weist weiterhin zwei bogenförmige Vorsprünge 249 auf, welche von seinem proximalen Ende vorspringen und einander gegenüberliegend und bezüglich den Vorsprüngen 248 jeweils um 90° versetzt sind. Diese bogenförmigen Vorsprünge 249 passen in zwei Spalten 251, die durch ein Paar von bogenförmigen Vorsprüngen 250 gebildet werden, die am inneren Umfang des distalen Endabschnittes des Gehäuses 69 ausgebildet sind, wobei zwei bogenförmige Gummiteile 252 dazwischen an dem Stopring 247 und den Vorsprüngen 250 angeordnet sind. Ein Befestigungsring 254 ist in das distale Ende des Gehäuses 69 eingeschraubt, wobei ein weiterer Gummiring 253 zwischen dem Stopring 247 und dem Befestigungsring 254 zu liegen kommt. Somit ist der Flansch 3a an dem Gehäuse 69 festgelegt und von den bogenförmigen Gummiteilen 252 und dem Gummiring 253 getragen.

Ein Ultraschalloszillator 2 ist in das Gehäuse 69 wie folgt eingesetzt. Zunächst werden die bogenförmigen Gummiteile 252 auf die bogenförmigen Vorsprünge 250 aufgesetzt. Danach wird der Stopring 247 auf den Flansch 3a aufgesetzt, wobei die Vorsprünge 248 in die Kerben 246 des Flansches 3a eingeführt werden. Danach wird der Ultraschalloszillator 2 in das Gehäuse 69 von dessen distalen Ende her eingeführt, bis die Vorsprünge 249 am Stopring 247 in die zwei Spalte 251, die durch die Vorsprünge 250 definiert sind eingreifen. Somit kann der Oszillator 2 nicht mehr länger bezüglich des Gehäuses 69 gedreht werden. Der Gummiring 253 wird in das Gehäuse 69 eingeführt und auf der Vorderseite des Stoprings 247 angeordnet. Danach wird der Befestigungsring 254 in das distale Ende des Gehäuses 69 eingeschraubt, so daß die bogenförmigen Gummiteile 252 zwischen den Vorsprüngen 250 und dem Flansch 3a und der Gummiring 253 zwischen dem Flansch 3a und dem Befestigungsring 254 eingeklemmt werden. Im Ergebnis wird der Oszillator 2 fest innerhalb des Gehäuses 69 gehalten.

Dennoch kann sich der Oszillator 2 um einen geringen Betrag nach vorne oder hinten bewegen, da die Gummiteile 252 und der Gummiring 253 eine gewisse Elastizität haben. Eine Drehung ist jedoch nicht möglich, nicht nur aufgrund der Vorsprünge 248 am Stopring 247, die in den Kerben 246 des Flansches 3a gehalten sind, sondern auch aufgrund der Vorsprünge 249, die in den Spalten 251 zu liegen kommen.

Da der Flansch 3a des Oszillators 2 in dem Gehäuse 69 mittels der Gummiteile 252 und des Gummirings 253 gehalten ist, berühren keine Teile des Oszillators 2 das Gehäuse 69. Somit absorbieren die Gummiteile 252 und der Gummiring 253 einen geringfügigen Bruchteil der Vibrationen des Oszillators 2, viel weniger als das Gehäuse 69 absorbieren würde, wenn der Flansch 3a in direktem Kontakt mit dem Gehäuse 69 ist, welches weitaus mehr passiver auf den Oszillator 2 wirkt als die Gummiteile 252 und der Gummiring 253. Somit hat das Handstück gemäß Fig. 86 eine hohe Energieausbeute. Da weiterhin der Oszillator 2 bezüglich des Gehäuses 69 auf keine Art drehen kann, ist das Handstück einfach zu manipulieren. Weiterhin ist das Handstück leicht zusammenzubauen, da der Oszillator 2 coaxial innerhalb des Gehäuses 69 in einer speziellen Lage bezüglich des Gehäuses 69 durch Einpassen des Befestigungsringes 254 in das distale Ende des Gehäuses 69, Festklemmen des Flansches 3a zwischen den Gummiteilen 252 und dem Gummiring 253 und Anziehen des Befestigungsringes 254 gehalten ist.

Die Fig. 88 bis 89B zeigen eine erste Abwandlung des Handstückes aus den Fig. 86 bis 87B. Dieses Handstück zeichnet sich im wesentlichen in zwei Punkten aus. Zunächst hat der Stopring 247 zwei Vorsprünge 256, welche von der Vorderseite vorspringen und welche in die Kerben 256 des Flansches 3a passen. Weiterhin ist der Stopring 247 zwischen dem Flansch 3a und den bogenförmigen Gummiteilen 252 eingeklemmt, welche wiederum zwischen dem Stopring 247 und den bogenförmigen Vorsprüngen 250 liegen. Dieses abgewandelte Handstück weist die gleichen Vorteile auf wie das Handstück gemäß den Fig. 86 bis 87B.

Fig. 90 zeigt eine zweite Abwandlung des Handstückes aus den Fig. 86 bis 87. Wie am besten aus Fig. 90 hervorgeht, weist dieses Handstück zwei Befestigungszapfen 257 anstelle des Befestigungsringes auf, wobei nur ein Befestigungszapfen 257 dargestellt ist. Die Zapfen 257 stehen von der Rückseite des Flansches 3a vor und sind in zwei Bohrungen 258, von denen ebenfalls nur eine dargestellt ist, in den bogenförmigen Vorsprüngen 250 des Gehäuses 69 eingeführt, so daß es dem Oszillator 2 unmöglich ist, sich zu drehen und so daß der Oszillator 2

bezüglich des Gehäuses 69 genau festgelegt ist. Diese zweite Abwandlung des Handstückes weist die gleichen Vorteile wie das Handstück gemäß den Fig. 86 bis 87B auf.

Die Fig. 91A und 91B zeigen eine dritte Abwandlung des Handstückes aus den Fig. 86 bis 87B. Dieses dritte Abwandlung des Handstückes zeichnet sich im wesentlichen in zwei Punkten aus. Zunächst ist der Flansch 3a, der einstückig an dem Horn 3 ausgebildet ist mit zwei flachen Oberflächen 246 am Umfang versehen und ist kleiner als der des Handstückes in den Fig. 86 bis 87B, wobei die flachen oder abgeflachten Oberflächen 246 symmetrisch bezüglich der Mittellinie des Flansches 3a angeordnet sind. Weiterhin weist der Stopring 247 zwei verdickte Abschnitte 248 auf, die symmetrisch bezüglich der Achse des Rings 247 angeordnet sind, wobei jeder verdickte Abschnitt 248 eine flache innere Oberfläche hat, welche mit der zugehörigen flachen Oberfläche 246 am Flansch 3a in Anlage bringbar ist. Diese Abwandlung des Handstückes hat nicht nur die gleichen Vorteile wie das Handstück aus den Fig. 86 bis 87B, sondern ist gegenüber diesem Handstück auch kleiner und kompakter.

Fig. 92 zeigt ein Handstück, welches zur Verwendung in einer Ultraschallvorrichtung der vorliegenden Erfindung geeignet ist, und mit dem eine Perfusions- oder Spülflüssigkeit zuführbar ist. Wie Fig. 92 zeigt, umfaßt das Handstück den Oszillator 2, das Horn 3 an dem Oszillator 2 und das Vibrationsübertragungsteil 4 am Horn 3. Das Handstück weist einen axialen Absaugpfad 68 auf, der durch den Oszillator 2, das Horn 3 und das Teil 4 verläuft. Das proximale Ende des Pfades 68 ist mit einer nicht dargestellten Absaugpumpe über eine ebenfalls nicht dargestellte Absaugleitung verbunden. Wenn die Absaugpumpe betrieben wird, werden von dem Übertragungsteil 4 emulsierte Gewebeteile oder Körpersteinfragmente über den Absaugpfad 68 und die Absaugleitung aus der Körperhöhle entfernt. Das Vibrationsübertragungsteil 4 ist in Richtung seines distalen Endes abgeneigt oder verjüngt sich und verläuft durch eine hohlzylindrische Ummantelung 118, welche sich ebenfalls in Richtung ihres distalen Endes verjüngt. Ein ringförmiger Raum 259 zwischen dem Teil 4 und der Ummantelung 118 steht mit einer Bohrung 260 im proximalen Abschnitt des Teiles 4 in Verbindung, wobei die Bohrung 260 mit dem Absaugpfad 68 in Verbindung steht. Eine Wasserzufuhrleitung 243 ist außerhalb der Ummantelung 118 angeordnet und erstreckt sich im wesentlichen parallel zu der Ummantelung 118 zum distalen Ende der Ummantelung. Eine Perfusionsflüssigkeit kann so durch die Leitung 243 dem distalen Ende der Ummantelung 118 zugeführt werden.

Wenn die Absaugpumpe betrieben wird, entsteht ein Unterdruck in dem Raum 259, der mit dem Absaugpfad 68 über die Bohrung 260 in Verbindung steht. Ein Teil der Perfusions- oder Spülflüssigkeit, welche dem distalen Ende des Teiles 4 zugeführt wird, wird einem Behandlungswerkzeug am Ende des Teiles 4 zugeführt, so daß das Werkzeug gewaschen werden kann. Die für diesen Waschvorgang verwendete Flüssigkeit wird zusammen mit abgeschnittenem Gewebe oder dergleichen durch den Freiraum 259 aus der Körperhöhle entfernt. Der verbleibende Rest der Perfusionsflüssigkeit, der dem distalen Ende des Teiles 4 zugeführt wurde strömt in und durch den Raum 259 aufgrund des Unterdrucks in diesem Raum. Beim Durchströmen des Raums 259 kühlt diese Flüssigkeit das Vibrationsübertragungsteil 4 und sowohl das abgeschnittene Gewebe als auch die Perfusionsflüssigkeit strömen weiter durch die Bohrung 260 in den Absaugpfad 68. Wenn die Bohrung 260 in einem Bereich nahe einer Vibrationswelle oder Vibrationsschleife des Übertragungsteiles 4 angeordnet ist, wo die Belastung minimal wird, ist die Belastungsfähigkeit des Bauteils 4 hoch. Mit dem Handstück gemäß Fig. 92 kann die Perfusionsflüssigkeit das Behandlungswerkzeug waschen und das Übertragungsteil 4 gleichzeitig kühlen.

Fig. 93 zeigt eine Abwandlung des Handstückes aus Fig. 92. Bei diesem Handstück ist die Wasserzufuhrleitung 243 innerhalb der Ummantelung 118 angeordnet und erstreckt sich in dem Raum 259 zwischen dem Übertragungsteil 4 und der Ummantelung 118. Wie das Handstück gemäß Fig. 92 kann hierbei sowohl das Behandlungswerkzeug gewaschen als auch das Übertragungsteil 4 gekühlt werden, aber zusätzlich läßt sich dieses Handstück gemäß Fig. 93 leichter manipulieren, da von der Außenseite keinerlei Bauteile vorstehen.

Fig. 95 zeigt ein Handstück, bei dem der Absaugunterdruck einstellbar ist. Gemäß Fig. 94 ist ein Ring 261 drehbar auf dem Gehäuse 69 angeordnet. Die Wasserzufuhrleitung 243 ist mit dem Ring 261 zur Zufuhr einer Perfusionsflüssigkeit in eine Körperhöhle verbunden. Der Ring 261 weist eine Druckeinstellöffnung 263 auf, welche sich in Form eines Trichters 262 zur Außenseite, also zur Atmosphäre hin öffnet. Die Öffnung 263 ist über eine Druckeinstelleitung 264 mit einer abzweigenden Leitung 265 eines Absauganschlusses 150 in Verbindung, wobei der Anschluß 150 mit dem Absaugpfad 68 des Oszillators 2 in Verbindung ist.

Wenn ein Chirurg den Trichter 262 der Öffnung 263 mit seinem Finger verschließt, so daß keine Luft mehr von dem Trichter 262 eintreten kann, wird der Unterdruck in der Öffnung 263 erhöht. Genauer gesagt, je kleiner die Öffnung des Trichters 262 ist, umso weniger Luft strömt in die Öffnung 263 und umso größer wird die Absaugkraft. Da weiterhin die Zufuhrleitung 243 mit dem Ring 261 verbunden ist und der Ring 261 die Öffnung 263 aufweist, kann ein Chirurg die Leitung 243 und die Öffnung 263 durch einfaches Drehen des Ringes 261 in die jeweils günstigste Lage bringen. Beim Drehen des Ringes 261 werden die Zufuhrleitung 243 und die Einstelleitung 264 zusammen um das Gehäuse 69 herum bewegt. Somit besteht keine Gefahr, daß sich die Leitungen 243 und 264 verwickeln oder gegenseitig abklemmen.

Fig. 95 zeigt eine Abwandlung des Handstückes aus Fig. 94. Ein stabförmiges Bauteil 266 wird hier anstelle des Ringes 261 verwendet. Das Bauteil 266 ist außerhalb des Gehäuses 69 angeordnet und verläuft parallel zu dessen Längsachse. Das Bauteil 266 ist auf dem Gehäuse 69 angeordnet und kann entlang dessen Umfangsoberfläche gedreht werden. Das Bauteil 266 weist eine Wasserzufuhrbohrung 267 und eine Druckeinstellbohrung 271 auf. Die Zufuhrbohrung 267 erstreckt sich entlang der Achse des Bauteils 266. Die Bohrung 271 erstreckt sich ebenfalls entlang der Achse des Bauteils 277. Das proximale Ende der Bohrung 271 ist mit einer Abzweigung 270 einer Absaugleitung 13 in Verbindung, welche den Absaugpfad 68 des Ultraschalloszillators unter Unterdruck setzt. Die Bohrung 271 weist an ihrem anderen Ende 269 einen Abschnitt großen Durchmessers mit dem Bezugszeichen 268 auf.

Wenn ein Chirurg den Abschnitt 268 der Bohrung 271 mit seinem Finger verschließt, so daß Luftzufuhr in die Bohrung 271 von außen her unterbrochen wird, wird die Absaugkraft in dem Absaugpfad 68 erhöht. Je kleiner

die Öffnung des Abschnittes 268 ist und somit je weniger Luft in die Bohrung 271 einströmt, umso größer wird die Absaugkraft. Da weiterhin sowohl die Bohrung 271 als auch die Bohrung 267 in dem Teil 266 angeordnet sind, kann ein Chirurg die Bohrung 267 und die Bohrung 271 durch einfaches Drehen des Bauteils 266 in die gewünschte Lage bringen. Beim Drehen des Bauteils 266 werden die Bohrungen 267 und 271 zusammen um das Gehäuse 69 herum bewegt. Somit können der Wasserzufuhrpfad und der Druckeinstellpfad sich nicht gegenseitig beeinflussen. 5

Fig. 96 zeigt ein Handstück zur Verwendung in einer Ultraschallvorrichtung gemäß einer achten Ausführungsform der Erfindung. Dieses Handstück umfaßt den Oszillator 2 mit dem Horn 3, dem Metallblock 64 und die piezoelektrischen Elemente zwischen dem Horn 3 und dem Block 64. Das Horn 3, die Elemente und der Block 64 sind koaxial zueinander ausgerichtet und weisen eine konzentrische Bohrung auf. Diese Bohrungen formen insgesamt einen Durchlaß. Der Bolzen 66 mit einer axialen Durchgangsbohrung, der den Absaugpfad 68 bildet, erstreckt sich durch diesen Durchlaß. Das distale Ende des Bolzens 66 ist an dem Horn 3 festgelegt und der Metallblock 64 ist nach Art einer Mutter auf das proximale Ende des Bolzens 66 auf gesetzt, so daß die piezoelektrischen Elemente fest zwischen dem Horn 3 und dem Block 64 angeordnet sind. Der so zusammengebaute Oszillator 2 ist innerhalb des Gehäuses 69 angeordnet. Eine Absaugkappe 150 ist in einen Freiraum 69a zwischen dem Block 64 und der Rückwand des Gehäuses 69 eingesetzt und durchtritt eine Bohrung 273 in der Rückwand des Gehäuses 69, wobei die Bohrung 273 nicht koaxial mit der Längsachse des Gehäuses 69 ist. Das distale Ende des Bolzens 66 tritt ebenfalls in den Freiraum 69a ein und ist in die Kappe 150 eingeführt. Zwei O-Ringe 272 sind am distalen Ende des Bolzens 66 vorgesehen und erzeugen eine wasserdichte Verbindung zwischen dem Bolzen 66 und der Kappe 150. Eine Absaugleitung 13 ist am proximalen Ende der Kappe 150 angeschlossen. Eine Leitung 274 ist in einer Bohrung in der Rückwand des Gehäuses 69 eingesetzt. Ein elektrisches Kabel 152 durchläuft die Leitung 274 in das Gehäuse 69 hinein und ist mit dem Oszillator 2 zur Zufuhr elektrischer Signale verbunden. 10 15 20

Da die Absaugkappe 150 nicht koaxial zu dem Gehäuse 69 ist, steht ausreichend großer Freiraum zur Aufnahme des Kabels 152 trotz des relativ geringen Außendurchmessers des Gehäuses 69 zur Verfügung. Somit kann das Gehäuse 69 kleiner gefertigt werden. Da zusätzlich keine anderen Bauteile vom äußeren Umfang des Gehäuses 69 vorstehen, ist dieses Handstück gemäß Fig. 96 einfach und angenehm zu manipulieren, d. h. zu ergreifen. 25

Fig. 97 zeigt eine erste Abwandlung des Handstückes aus Fig. 96. Dieses Handstück zeichnet sich im wesentlichen in drei Punkten aus. Zunächst ist ein Befestigungsring 275 in einer Bohrung an der Rückwand des Gehäuses 69 eingesetzt. Zweitens ist die Absaugkappe 150 in diesen Befestigungsring 175 eingesetzt. Drittens ist eine Verbindungsleitung 276 aus Silikonkautschuk oder dergleichen zwischen die Kappe 150 und den Bolzen 66 geschaltet; diese Leitung 276 verbindet somit den Bolzen 66 mit der Absaugkappe 150. Wie aus Fig. 97 hervorgeht, stellen die Kappe 150 und die Verbindungsleitung 276 eine sanft geschwungene Verbindung dar, so daß der Durchfluß von Geweberesten, Perfusionsflüssigkeit oder dergleichen aus einer Körperhöhle wenig bis gar nicht behindert ist. Weiterhin werden Vibrationen des Oszillators 2 nicht auf das Gehäuse 69 übertragen, da die Verbindungsleitung 276 aus elastischem Material Vibrationen des Metallblocks 64 absorbiert. 30 35

Die Fig. 98 und 99 zeigen ein Handstück mit einer verbesserten Anschlußmöglichkeit des Elektrokabels 152 an die Elektroden 67 des Oszillators 2. Der verbesserte Anschluß weist zwei Anschlußstücke 280 auf. Gemäß Fig. 99 besteht jedes Anschlußstück 280 aus einer langen Röhrenhälfte 281 und zwei kurzen Röhrenhälften 282. Die kurzen Röhrenhälften 282 sind einstückig an den Seiten der langen Röhrenhälfte 281 ausgebildet, so daß jedes Anschlußstück 280 einen wellenförmigen Querschnitt hat. Einzeldrähte 152a der Leitung 152 und drei weitere Drähte 283 werden mit dem Anschlußstück 280 wie folgt verbunden: 40

Zunächst werden die Einzeldrähte 152a an einer Seite der langen Röhrenhälfte 281 angeordnet, wohingegen die drei weiteren Drähte 283 an dem anderen Ende der Hälfte 281 und den beiden kurzen Röhrenhälften 282 angeordnet werden. Danach werden die Hälften 281 und 282 zusammengeklemt. Dies hat zur Folge, daß die Leitung 152 an dem einen Ende der Röhrenhälfte 281 festgelegt ist, wohingegen die drei weiterführenden Drähte 283 an dem zweiten Ende der Röhrenhälfte 281 bzw. den beiden Hälften 282 befestigt sind. Dieses Verfahren zur Verbindung der Leitung 152 mit den drei weiterführenden Drähten 283 ist einfacher als das bislang verwendete Lötverfahren. Weiterhin ist die so erzielte Verbindung ausreichend fest und dauerhaft und es besteht keine Möglichkeit, daß die Drähte 283 aufgrund von Vibrationen des Oszillators 2 von der Leitung 152 getrennt werden. 45 50

Die Fig. 100 bis 105 zeigen ein Handstück mit einem verbesserten Verdrahtungssystem innerhalb des hohlzylindrischen Gehäuses 69. Gemäß Fig. 100 sind zwei kreisförmige Vertiefungen 284 im äußeren Umfang des distalen Bereiches des Gehäuses 69 vorgesehen und in diese Vertiefungen 284 sind zwei Schalter 286 eingesetzt. Diese Schalter 286 dienen zum Einschalten und Ausschalten des Oszillators 2 im Gehäuse 69. Gemäß Fig. 102 ist eine Schraube 285 in den Umfang einer jeden Vertiefung 284 eingeschnitten. Wie am besten aus Fig. 103 hervorgeht, umfaßt jeder Schalter 286 einen festen Kontakt 286a, einen beweglichen Kontakt 286b und einen Gummikontakt 287. Der feste Kontakt 286a ist in der Bodenfläche der Vertiefung 284 angeordnet und der bewegliche Kontakt 286b ist am unteren Ende des Gummikontaktes 287 befestigt. Der Gummikontakt 287 ist aus elastischem Material wie beispielsweise Silikongummi und weist einen Flansch 289 auf, der sich seitlich vom unteren Ende aus wegerstreckt. Ein O-Ring 290 ist einstückig am Umfang des Flansches 289 ausgebildet. Ein Halteteil 292 ist in die Verschraubung 285 der Ausnehmung 284 eingeschraubt. Das Halteteil 292 weist zwei Sacklöcher 291 in der oberen Oberfläche, eine mittige Bohrung 293 und eine umlaufende Ausnehmung 294 in der unteren Oberfläche auf. Ein Betätigungsabschnitt 288 des Gummikontaktes 287 durchtritt die Bohrung 293 und der O-Ring 290 des Gummikontaktes 287 ist in die Ausnehmung 294 eingesetzt. Auf diese Art und Weise ist ein jeder Schalter 286, der aus relativ wenigen Bauteilen besteht mit dem Gehäuse 69 in wasserdichter Art und Weise verbunden. 55 60 65

Gemäß Fig. 100 ist ein Verbinder 295 an der rückwärtigen Wand des Gehäuses 69 vorgesehen. Leitungsdrähte 296 sind mit einem Ende mit dem Verbinder 295 in Verbindung. Sie verlaufen durch einen Führungskanal 297 in der Umfangswand des Gehäuses 69. Der Führungskanal 297 öffnet sich an einem Ende ins Innere des Gehäuses 69 und steht am anderen Ende mit der Ausnehmung 284 in Verbindung, wo die Schalter 286 eingesetzt sind. Die

Drähte 296 sind mit den Anschlüssen 286a der Schalter 286 in Verbindung.
Da die Drähte 296 durch den Führungskanal 297 in der Umfangswand 69a des Gehäuses 69 verlaufen, sind sie frei von Vibrationen aufgrund des Oszillators 2 und somit gegen Kontakttrennung geschützt. Die Drähte 296 sind dünn, so daß der Führungskanal 297 entsprechend schlank ausgebildet sein kann und die Umfangswand 69a nicht zu dick wird. Somit hat das Gehäuse 69, welches als Griffteil dient, einen relativ geringen Durchmesser und ist einfach und angenehm zu manipulieren.

Alternativ können die Drähte 296 durch eine Bohrung 299 im Flansch 3a des Horns (nicht dargestellt) des Oszillators 2 geführt werden, wie in den Fig. 101 und 104 dargestellt. In diesem Falle kann das Gehäuse 69 noch dünner ausgebildet werden. Anstelle der Bohrung 299 kann auch eine U-förmige Kerbe 300 im Umfang des Flansches 3a ausgebildet werden, wie in Fig. 105 dargestellt, um die Drähte 296 von dem Verbinder 295 zu den Schaltern 286 zu führen. Die Schalter 286 können auch verwendet werden, eine Energieversorgungseinheit (nicht dargestellt) zur Zuführung eines Hochfrequenz-Schneidstromes ein- und auszuschalten.

Fig. 106 zeigt ein Handstück zur Verwendung in einer Ultraschallvorrichtung gemäß einer neunten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung. Dieses Handstück zeichnet sich im wesentlichen dadurch aus, daß ein distaler Endabschnitt 333 des Horns 3 eine Endfläche aufweist, welche beispielsweise um 60° zur X-Achse des Horns 3 geneigt ist. In dieser Endfläche 333a ist eine Gewindebohrung 334 ausgebildet, welche senkrecht zur Endfläche 333a verläuft. Die Y-Achse der Gewindebohrung 334 ist um eine Distanz Z von der X-Achse des Horns 3 versetzt und schneidet die X-Achse des Horns 3. Die Sonde 4 wird mit dem distalen Endabschnitt 333 des Horns 3 dadurch verbunden, daß ihr proximales Ende 335 in die Gewindebohrung 334 eingeschraubt wird. Da das proximale Ende 335 koaxial zur Sonde 4 ist, ist die Sonde 4 koaxial zu der Gewindebohrung 334. Somit schneidet die Y-Achse der Sonde 4 die X-Achse des Horns 3 in einem Punkt innerhalb des Horns 3, wo eine Schleife oder eine Welle der Ultraschallvibration vorliegt. Es folgt, daß die Vibrationswelle näher proximal angeordnet ist als die Endfläche 333a des Horns 3.

Da die Y-Achse der Gewindebohrung 334 unterhalb der X-Achse des distalen Endabschnittes 333 des Horns 3 versetzt ist, ist die Gewindebohrung 334 lang genug, die Sonde 4 stabil zu halten, trotzdem, daß das Horn 3 relativ schlank ausgebildet ist. Da die Endfläche 333a um 60° zur X-Achse des Horns 3 geneigt ist, ist die Sonde 4 um 30° zum Horn 3 geneigt und ihre Y-Achse schneidet die Y-Achse des Horns 3 an einem Punkt innerhalb des Horns 3, wo eine Welle oder eine Schleife der Ultraschallvibration liegt. Somit kann die Sonde 4 die Vibrationen mit hoher Effizienz übertragen, obwohl der Neigungswinkel relativ zu dem Horn 2 vorliegt.

Die Fig. 107 und 108 zeigen eine erste Abwandlung des Handstückes aus Fig. 106. Der vorspringende Bereich des distalen Endabschnittes 333 des Horns 3, der durch die zweigepunktete Strichlinie in Fig. 108 dargestellt ist, ist hierbei abgeschnitten, so daß ein abgerundeter Bereich 333b entsteht. Da dieser vorspringende Bereich entfernt wurde, hat ein Chirurg ein größeres Gesichtsfeld und kann das Handstück sicherer manipulieren. Da weiterhin das proximale Ende der Sonde 4 in ihrer Gesamtheit die Endfläche 333a des Horns 3 berührt, kann die Sonde 4 die Ultraschallvibrationen mit hoher Effizienz übertragen.

Fig. 109 zeigt eine zweite Abwandlung des Handstückes aus Fig. 106. Der vorspringende Bereich des distalen Endabschnittes 333 des Horns 3, der ebenfalls durch die zweigepunktete Strichlinie veranschaulicht ist, ist entfernt und nach einer entsprechenden Bearbeitung ergeben sich drei abgerundete Bereiche 333c. Dieses Handstück hat somit die gleichen Vorteile wie das Handstück von den Fig. 107 und 108. Genauer gesagt, ein Chirurg hat ein besseres Gesichtsfeld und kann somit das Handstück sicherer manipulieren und die Sonde 4 kann die Ultraschallwellen mit hoher Wirksamkeit übertragen.

Fig. 110 zeigt eine dritte Abwandlung des Handstückes aus Fig. 106. Dieses Handstück zeichnet sich durch das hohlzylindrische Gehäuse 69 und eine hohlzylindrische Ummantelung 122 aus. Das Gehäuse 69 überdeckt die piezoelektrischen Elemente 65 und das Horn 3 mit Ausnahme des distalen Endbereiches des Horns 3. Die Ummantelung 122 bedeckt diesen distalen Endbereich des Horns 3 und die Sonde 4 mit Ausnahme des distalen Endbereiches der Sonde 4. Sowohl das Gehäuse 69 als auch die Ummantelung 122 sind aus elektrisch isolierendem Material. Die Ummantelung 122 besteht aus zwei Abschnitten 337a und 337b, die miteinander endseitig gekoppelt und zueinander geneigt sind. Alternativ hierzu kann die Ummantelung 122 aus flexiblem Material einstückig ausgebildet sein. Die Ummantelung 122 ist ein gebogenes Bauteil und entferntbar an dem Gehäuse 69 mittels eines Befestigungsringes 338 befestigbar.

Ein Hochfrequenzkabel 152 erstreckt sich durch das Gehäuse 69, wobei ein Ende mit dem Horn 3 und das andere Ende mit einem Anschluß in der Rückwand des Gehäuses 69 verbunden ist. Der Anschluß ist mit einer Hochfrequenz-Versorgungseinheit 339 verbunden, welche außerhalb des Handstückes vorgesehen ist. Mit Ausnahme dieses Merkmales entspricht das Handstück der dritten Abwandlung im wesentlichen dem Handstück gemäß Fig. 106.

Das Handstück gemäß der dritten Abwandlung zeichnet sich dadurch aus, daß ein Hochfrequenzstrom von der Einheit 339 dem Horn 3 und der Sonde 4 durch das Kabel 152 zugeführt wird. Somit dient das distale Ende der Sonde 4 als Hochfrequenz-Behandlungselektrode. Obwohl nicht dargestellt, weist das Handstück eine entsprechende Gegenelektrode auf. Diese Elektrode ist mit der Körperoberfläche eines Patienten verbindbar, so daß ein Hochfrequenzstrom vom distalen Ende der Sonde 4 strömt, so daß Blut während chirurgischer Vorgänge koaguliert werden kann.

Der Hochfrequenzstrom, der durch die Leitung 152, das Horn 3 und die Sonde 4 fließt, tritt nur zu dem zu behandelnden Gewebe aus, und sonst nirgend wohin. Der Grund hierfür ist, daß das Gehäuse 69, welches die piezoelektrischen Elemente 65 und Teile des Horns 3 überdeckt aus elektrisch isolierendem Material ist und die

Ummantelung 122, welche die Sonde 4 und den verbleibenden Teil des Hornes 3 überdeckt ebenfalls aus elektrisch isolierendem Material ist. Somit sind weder ein Patient noch der Chirurg durch elektrische Schläge gefährdet. Das Handstück gemäß Fig. 110 ist somit sicher.

Die Fig. 111 und 112 zeigen ein Handstück zur Verwendung in einer Ultraschallvorrichtung gemäß einer zehnten Ausführungsform der Erfindung.

Gemäß Fig. 111 umfaßt das Handstück ein Griffteil 340 mit dem Gehäuse 69, dem Oszillator 2 innerhalb des Gehäuses 69, einem Horn 3, welches mit dem Oszillator 2 verbunden ist und das Vibrationsübertragungsteil, beispielsweise eine Sonde 4, welche mit dem Horn 3 verbunden ist. Das Zufuhrkabel 152 ist mit dem Oszillator 2 verbunden. Das Horn 3 verstärkt die Ultraschallvibrationen vom Oszillator 2 und die verstärkte Vibration wird auf die Sonde 4 übertragen.

Die Sonde 4 ist von einer hohlzylindrischen Ummantelung 118 umgeben. Die Ummantelung 118 ist mit einem Verbindungsstück 341 an ihrem proximalen Ende mit dem Gehäuse 69 verbunden. Weiterin ist die Ummantelung 118 koaxial zu der Sonde 4 und umgibt diese, berührt sie aber nicht. Der distale Endbereich der Sonde 4 steht vom distalen Ende der Ummantelung 118 vor.

Gemäß Fig. 112 ist zwischen der Sonde 4 und der Ummantelung 118 somit ein Freiraum ausgebildet, der einen Pfad 158 zur Zufuhr einer Flüssigkeit wie beispielsweise sterilem Wasser oder einer physiologischen Kochsalzlösung von einem Anschluß 159 ermöglicht. Der Anschluß 159 ist mit einer nicht dargestellten Flüssigkeitszufuhrquelle über eine ebenfalls nicht dargestellte Leitung verbunden. Der Anschluß 159 steht mit dem Verbindungsstück 341 in Verbindung.

Die Sonde 4 besteht aus einer Metallröhre, deren Inneres den Absaugpfad 68 bildet. Der distale Endabschnitt der Sonde 4 ist abgeschrägt oder sich verjüngend ausgebildet. Die Sonde 4 ist entfernbar an dem distalen Ende des Horns 3 befestigt und jegliche Sonde unterschiedlichen Typs kann am distalen Ende des Horns 3 angekoppelt werden.

Der Absaugpfad 68 steht mit einem Absauganschluß 150 über eine Verlängerung des Absaugpfades 68 in dem Horn 3 und dem Oszillator 2 in Verbindung. Der Absauganschluß 150 ist mit einer nicht dargestellten Absaugpumpe über eine Absaugleitung 13 verbunden. Somit kann die Pumpe eine Saugkraft über die Leitung 13 in den Pfad 69 leiten.

Gemäß Fig. 112 verjüngt sich die Ummantelung 118 gleichmäßig in Richtung ihres distalen Endes. Sie ist aus Kunststoff gemacht, beispielsweise einer PTFE-Verbindung und ist somit flexibel, wobei die Wandstärke gering und gleichmäßig ist.

Das Handstück gemäß den Fig. 111 und 112 wird wie folgt verwendet: Zunächst werden die Sonde 4 und die Ummantelung 118 in einen zu behandelnden Körperhohlraum eingeführt. Eine Flüssigkeit, wie steriles Wasser oder physiologische Kochsalzlösung wird durch den Anschluß 159 zugeführt und strömt über den Pfad 158 am distalen Ende der Ummantelung 118 aus. Die Sonde 4 wird mit dieser Flüssigkeit gekühlt und der zu behandelnde Bereich wird gespült. Die in der Körperhöhle verwendete Flüssigkeit wird durch den Absaugpfad 69 in der Sonde 4 aufgrund der Absaugkraft über die Leitung 13 und den Anschluß 150 entfernt.

Eine Ultraschallvibration des Oszillators 2 wird dem distalen Ende der Sonde 4 zugeführt. Wenn das distale Ende der Sonde 4 in Anlage mit dem zu behandelnden Gewebe gebracht wird, wird dieses Gewebe geschnitten oder emulgiert. Das so behandelte Gewebe wird zusammen mit der verbrauchten Flüssigkeit über den Absaugpfad 69, den Anschluß 150 und die Leitung 13 aus der Körperhöhle entfernt.

Die hohlzylindrische Ummantelung 118, welche die Sonde 4 umgibt, ist aus flexiblen Kunststoff gefertigt. Die Ummantelung 118 kann einfach und mit geringen Kosten durch einen Spritzgußvorgang hergestellt werden. Die Wandstärke beträgt zwischen 0,2 und 0,4 mm. Da diese Wand entsprechend dünn ausgebildet werden kann, hat die Ummantelung 118 über ihre gesamte Längenerstreckung hinweg einen geringen Durchmesser. Somit behindert die Ummantelung 118 die Beobachtung von zu behandelndem Gewebe im wesentlichen nicht. Da weiterhin die Ummantelung 118 flexibel ist, kann sie problemlos koaxial zu der Sonde 4 während des Zusammenfügens des Handstückes angeordnet werden. Da weiterhin die Ummantelung 118 aus einer PTFE-Verbindung oder einer sonstigen hochstabilen Fluorkohlenstoff-Kunststoffverbindung besteht, ist sie hitzebeständig und verbleibt bei Temperaturen von 200° oder noch mehr intakt. Selbst wenn somit die Sonde 4 eine übergroße Hitze erzeugt, wird die Ummantelung 118 weder deformiert noch beschädigt und ein Chirurg kann die Behandlung sehr sicher durchführen.

Fig. 113 zeigt einen erste Abwandlung des Handstückes der Fig. 111 und 112. Diese Abwandlung zeichnet sich durch die Verwendung einer gebogenen Sonde 4 und einer gebogenen Ummantelung 118 aus. Die Ummantelung 118 umgibt die Sonde 4 koaxial hierzu und weist den gleichen Krümmungsradius wie die Sonde 4 auf.

Fig. 114 zeigt eine zweite Abwandlung des Handstückes aus den Fig. 111 und 112. Diese zweite Abwandlung zeichnet sich durch die Verwendung einer gebogenen Sonde 4 und einer gebogenen Ummantelung 118 aus. Die Sonde 4 ist um einen bestimmten Winkelbetrag gebogen, d. h. hier abgelenkt und die Ummantelung 118 folgt dieser Formgebung der Sonde 4 im wesentlichen.

In den Handstücken der Fig. 111 bis 114 kann die Ummantelung 118 aus transparentem Material gefertigt werden. Wenn dies der Fall ist, kann das distale Ende der Sonde 4 von außen gesehen werden, selbst wenn das distale Ende der Sonde 4 aus Sicht des Chirurgen hinter- oder innerhalb der Ummantelung 118 angeordnet ist, so daß die Handhabung des Handstückes beim Platzieren der Sonde erleichtert wird. Das Material zur Herstellung der Ummantelung 118 ist nicht auf PTFE-Verbindung beschränkt, es ist auch möglich, Silikonverbindungen, Nylon oder dergleichen zu verwenden.

Die Fig. 115 bis 117 zeigen ein Handstück zur Verwendung in einer Ultraschallvorrichtung gemäß einer elften Ausführungsform der vorliegenden Erfindung.

Hierbei umfaßt das Horn 3 einen hohlzylindrischen distalen Endabschnitt 333. Die Endfläche 333a des Abschnittes 333 ist nach unten geneigt. Die Sonde 4 ist mit der Endfläche 333a verbunden, indem eine Schraub-

verbindung zwischen diesen beiden Teilen verwendet wird. Somit ist die Sonde 4 zu dem Horn 3 geneigt angeordnet. Eine Kante 342 (Fig. 116 und 117) an der Endfläche 333a wird entfernt, so daß die Endfläche 333a einen Querschnitt hat, der identisch ist zu dem des proximalen Endes 336 der Sonde 4. Zusätzlich fällt die obere Kante der Endfläche 333a des Endabschnittes 333 praktisch mit der oberen Kante der Endfläche 336 der Sonde 4 zusammen. Die Sonde 4 ist an dem Horn 3 befestigt und hierzu geneigt und zwischen dem Horn 3 und der Sonde 4 liegen keine Abstufungen oder dergleichen vor. Da die Kante 342 entfernt ist, hat ein Chirurg ein besseres Gesichtsfeld und kann das Handstück sicherer manipulieren.

Fig. 118 zeigt eine Abwandlung des Handstückes aus den Fig. 115 bis 117, wobei die Sonde 4 mit dem Horn 3 in einer anderen Art und Weise befestigt ist. Die Kante 342 ist durch eine Abschrägung ersetzt, wie in der Ausführungsform gemäß den Fig. 116 und 117. Hierbei ist die Sonde 4 an dem Horn 3 angeschweißt, wobei die Endfläche 336 der Sonde 4 an der Endfläche 333a des Hornes 3 anliegt. Somit liegt die Oberkante des Hornes 3 in der gleichen Höhenlage wie die Oberkante der Sonde 4. Auch hierbei ist die Kante 342 an der Endfläche 333a entfernt, so daß für den Chirurgen das Gesichtsfeld verbessert ist.

Zwischen dem Horn 3 und der Sonde 4 kann eines oder können mehrere Vibrationsübertragungsteile (nicht dargestellt) angeschlossen sein. In diesem Fall muß jedes der dazwischen liegenden Vibrationsübertragungsteile eine Länge von einem ganzzahligen Vielfachen von $\lambda/2$ haben, wobei λ die Wellenlänge der Ultraschallvibration vom Oszillator 2 ist. Die Verbindung zwischen jeglichen zwischenliegenden Vibrations-Übertragungsteilen und der Sonde 4 kann gemäß den Fig. 115 bis 117 ausgelegt werden. Aufgrund derartiger zwischenliegender Vibrationsübertragungsteile kann die Sonde 4 gegebenenfalls tiefer in zu behandelndes Gewebe eingeführt werden.

Patentanspruch

Ultraschallvorrichtung mit einem Handstück, in welchem ein Ultraschalloszillator angeordnet ist und mit einer Sonde, welche entfernbar an dem Handstück anordenbar ist, wobei Treibereinrichtungen vorgesehen sind, um den Ultraschalloszillator zu betreiben, **gekennzeichnet durch** Einrichtungen (18) zur Identifizierung des Handstückes (1, 1a, 1b, 60, 80, 82), wenn das Handstück an der Treibereinrichtung (7) angeschlossen ist.

Hierzu 56 Seite(n) Zeichnungen

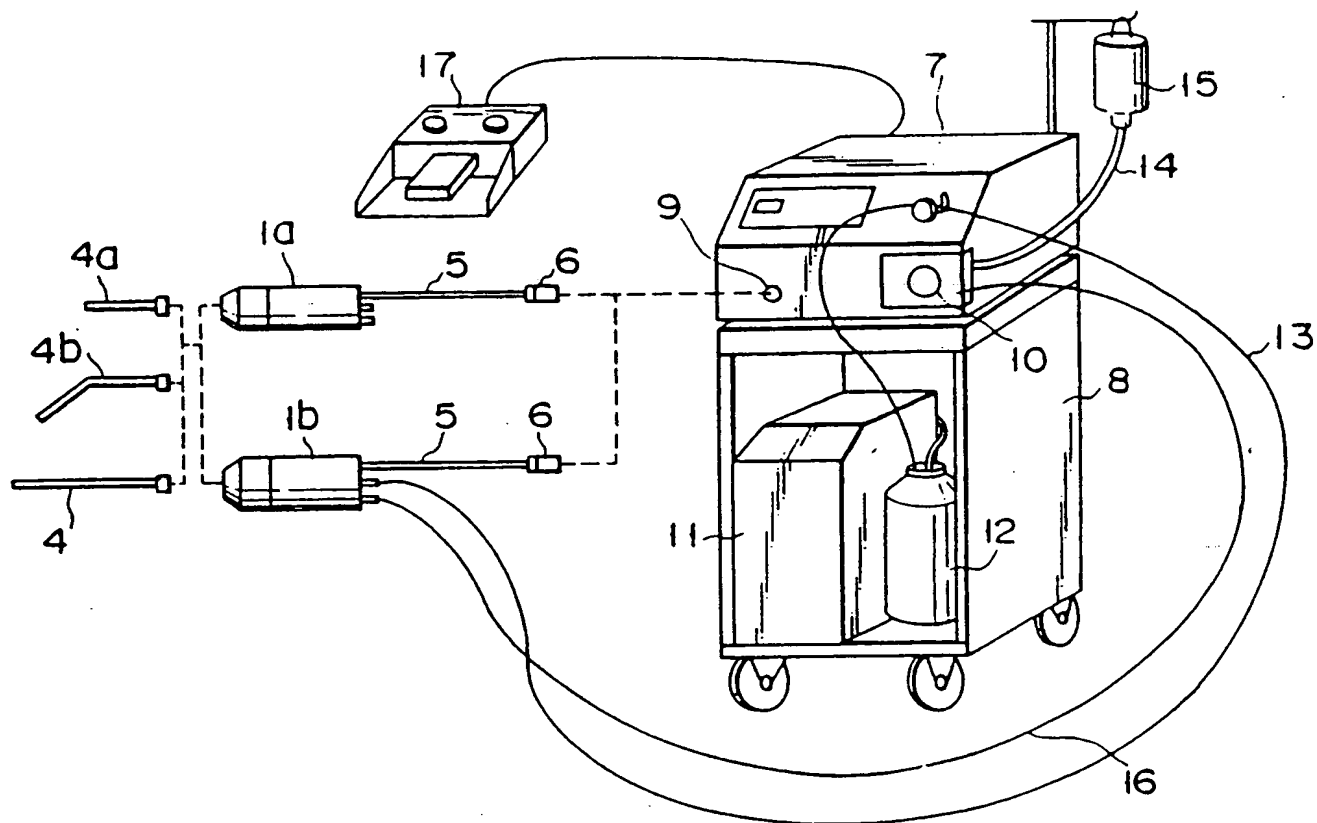


FIG. 1

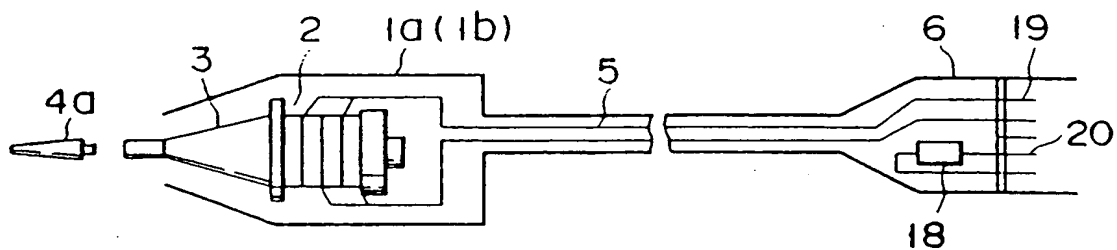


FIG. 2

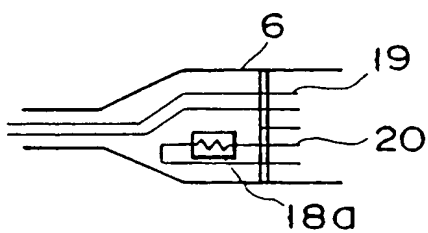


FIG. 3A

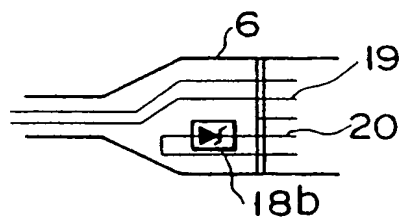


FIG. 3B

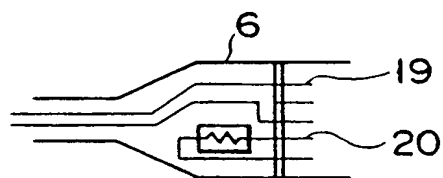


FIG. 3C

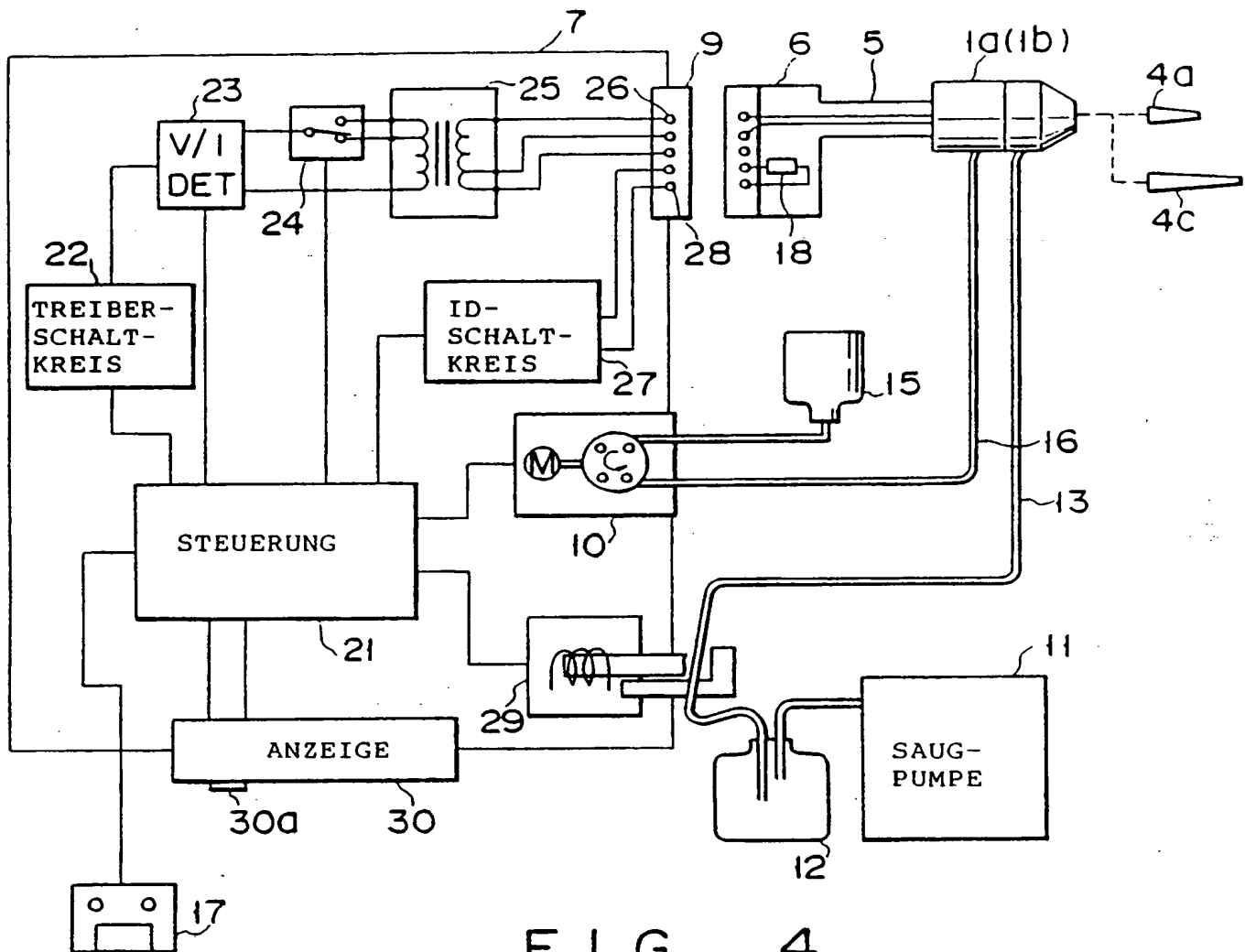


FIG. 4

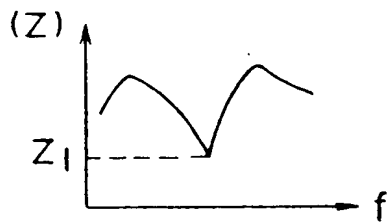


FIG. 5A

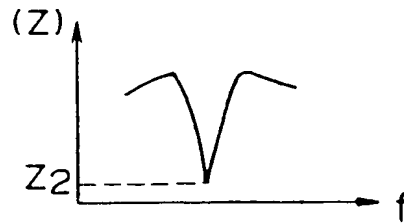


FIG. 5B

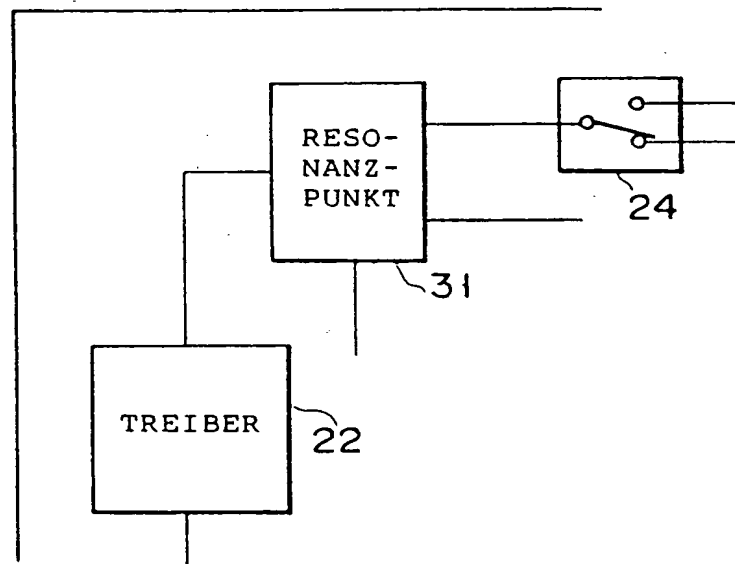


FIG. 6

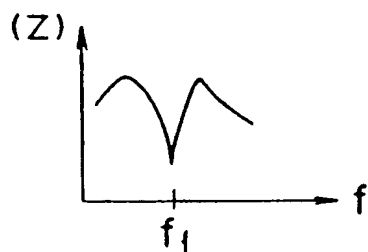


FIG. 7A

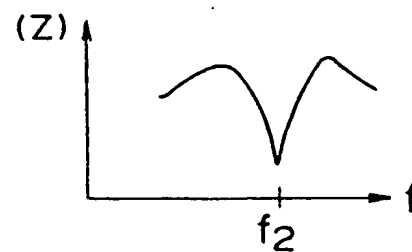


FIG. 7B

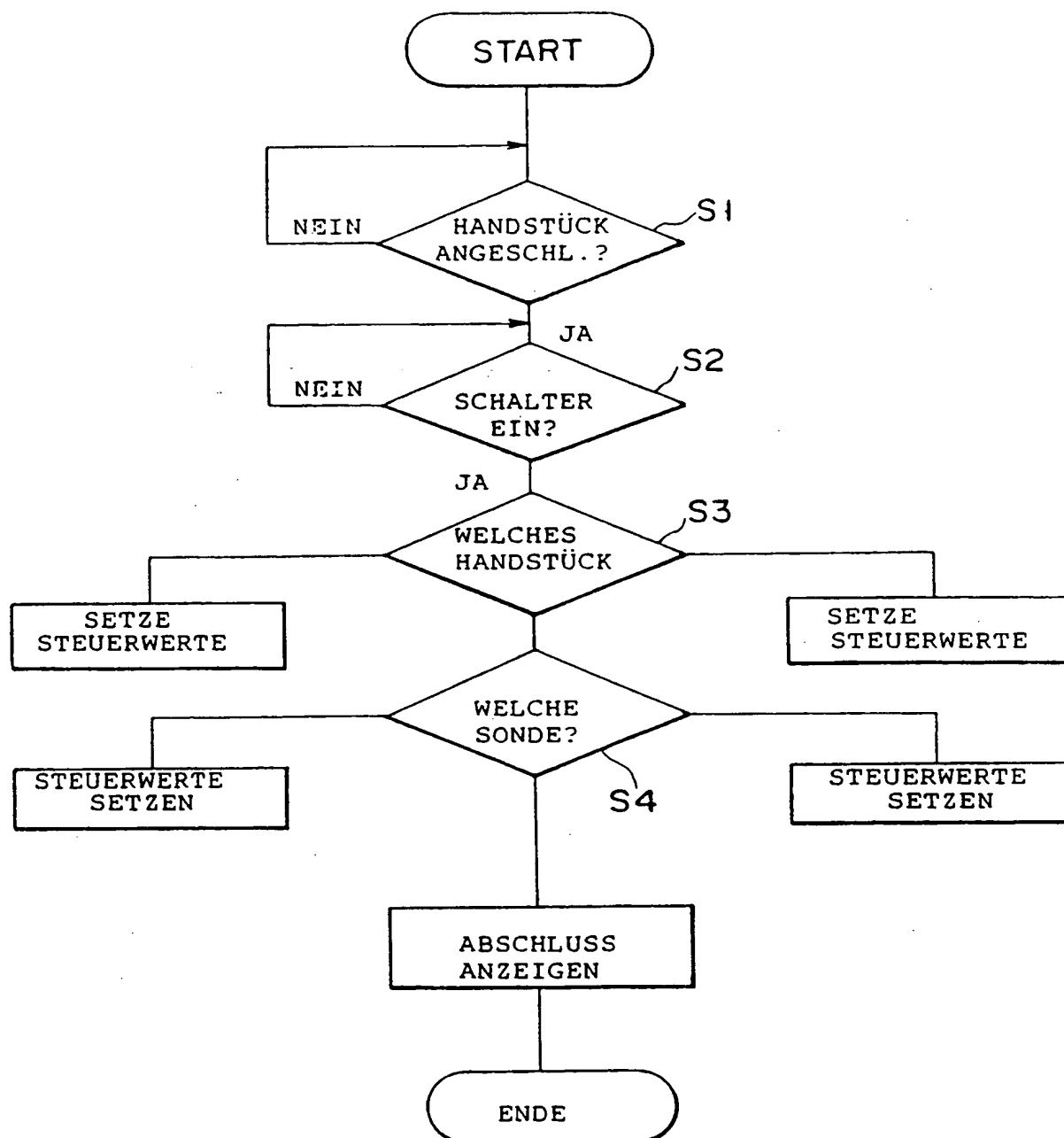


FIG. 8

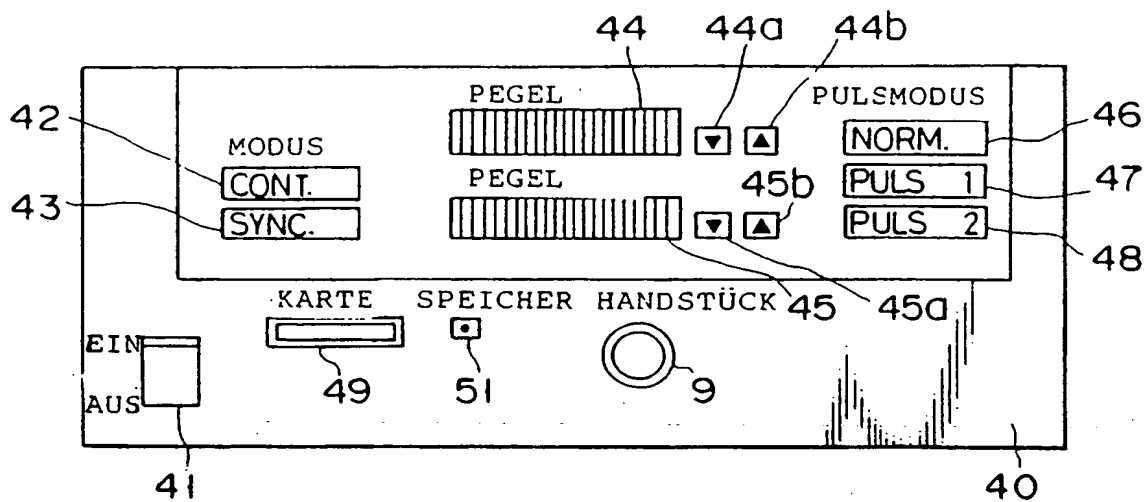


FIG. 9

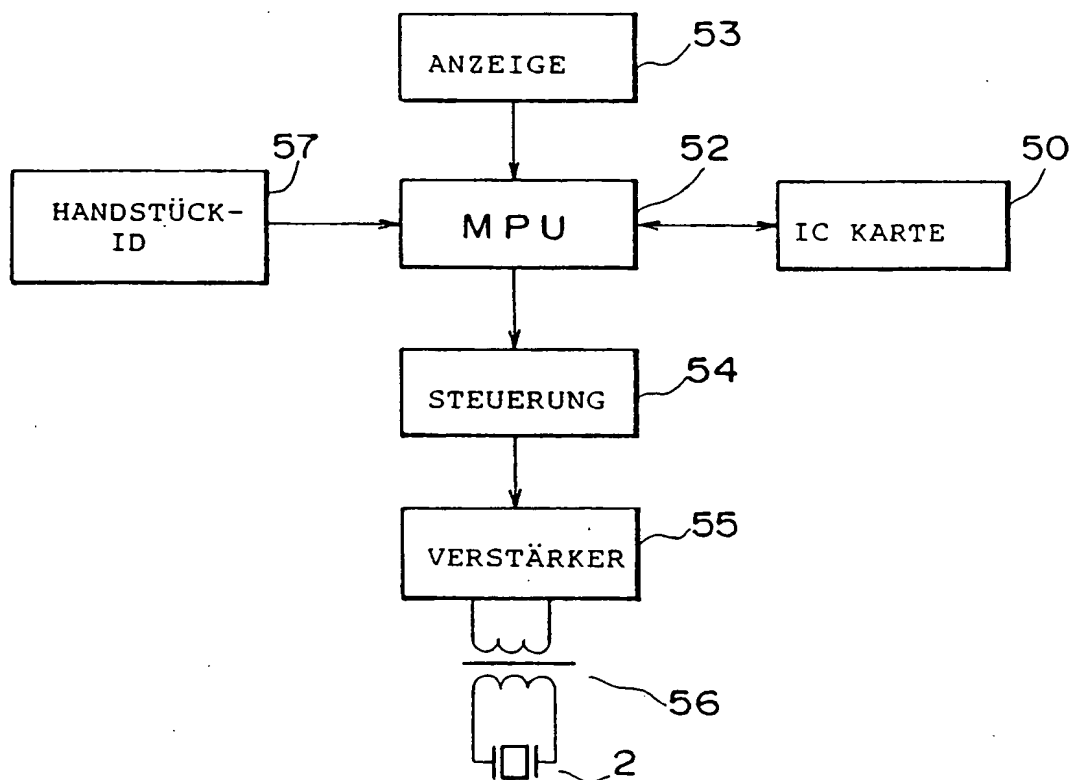


FIG. 10

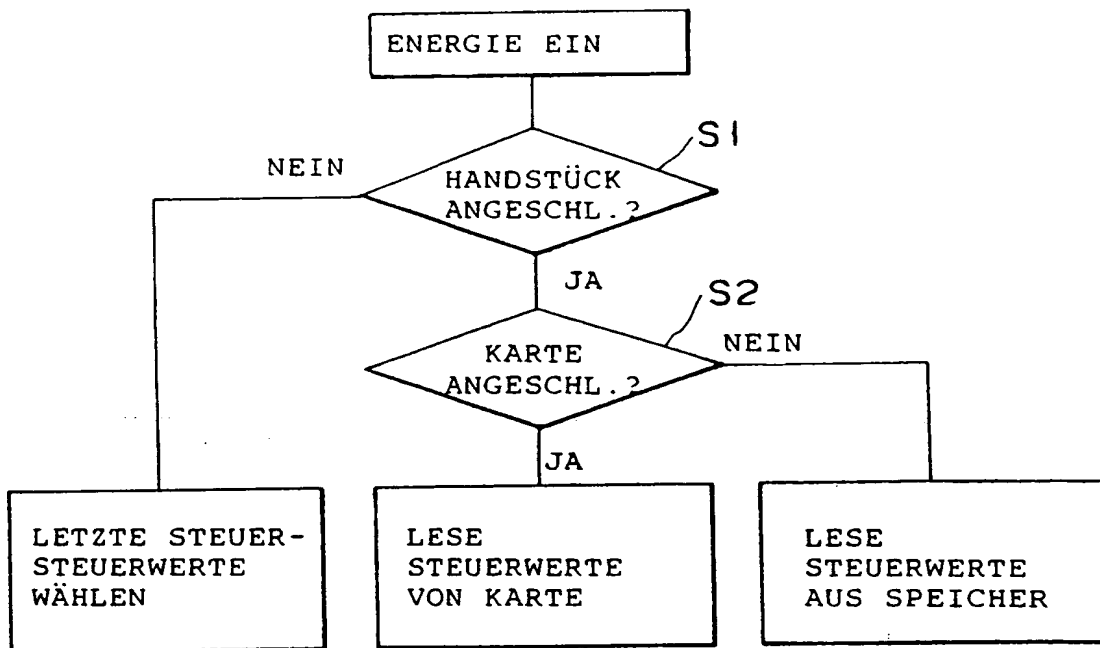


FIG. 11

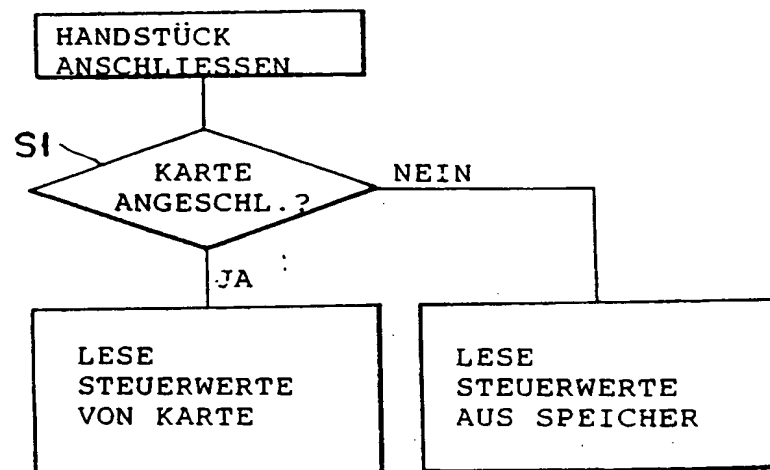
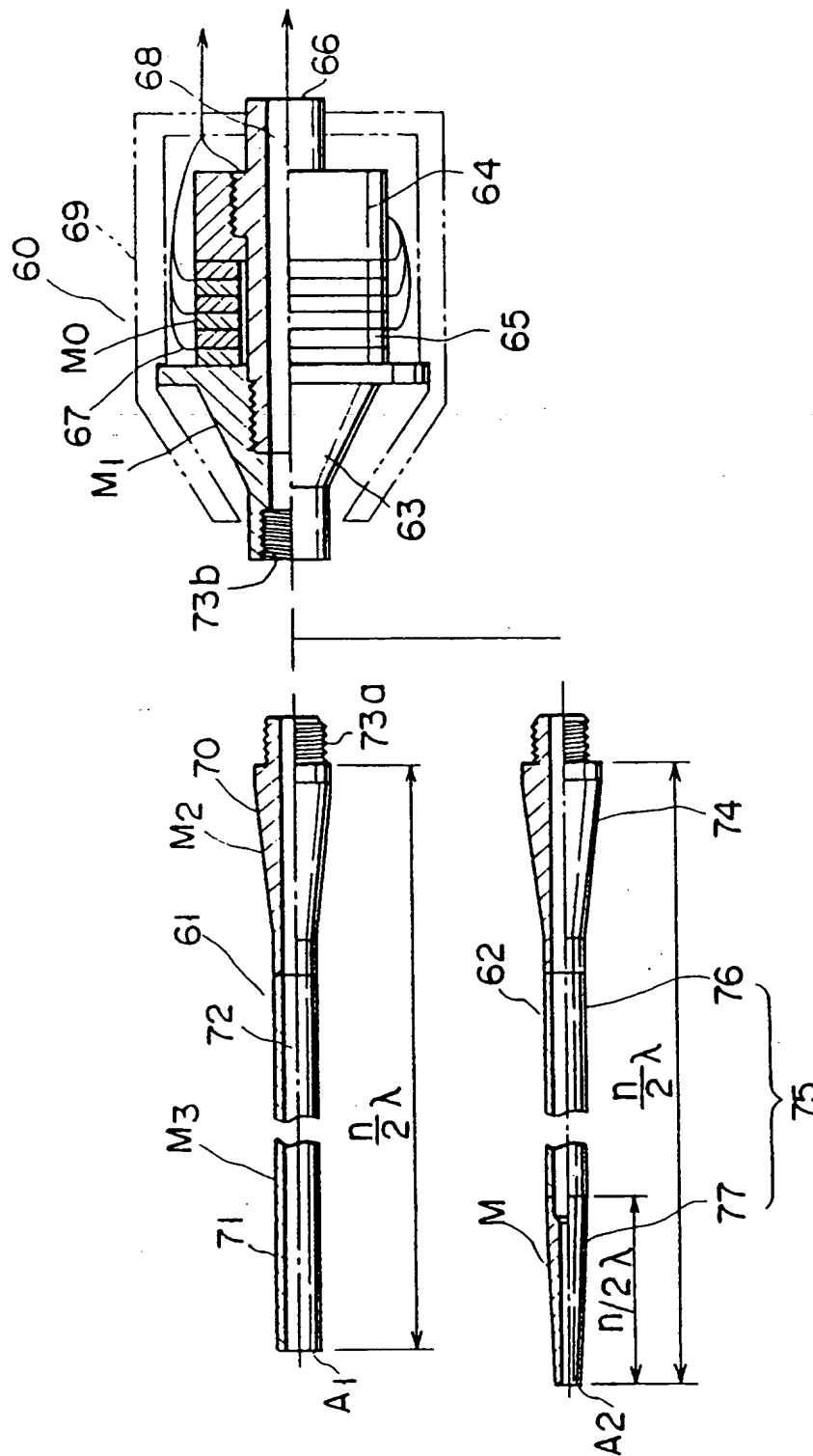


FIG. 12



13-6-77

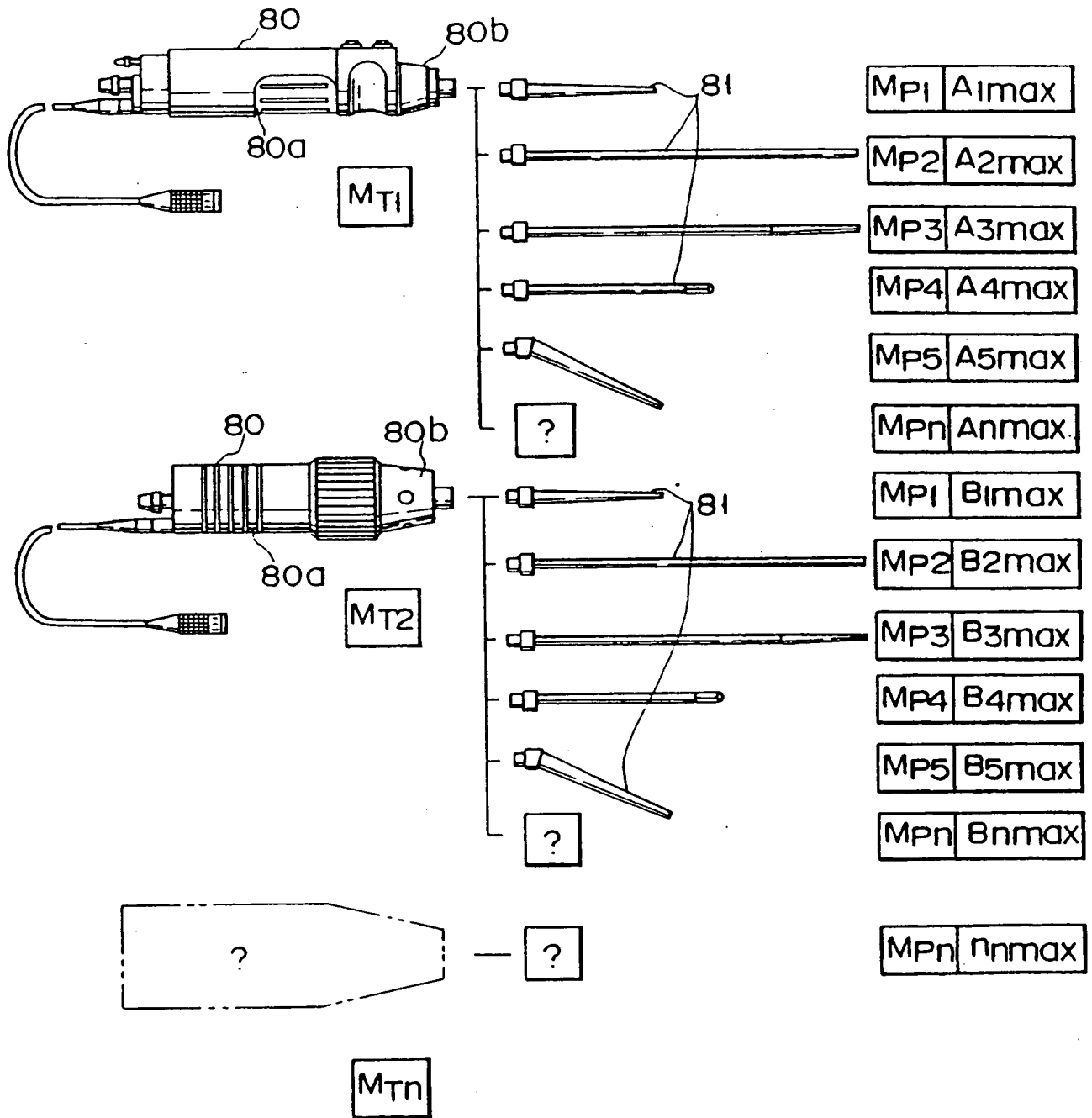


FIG. 14

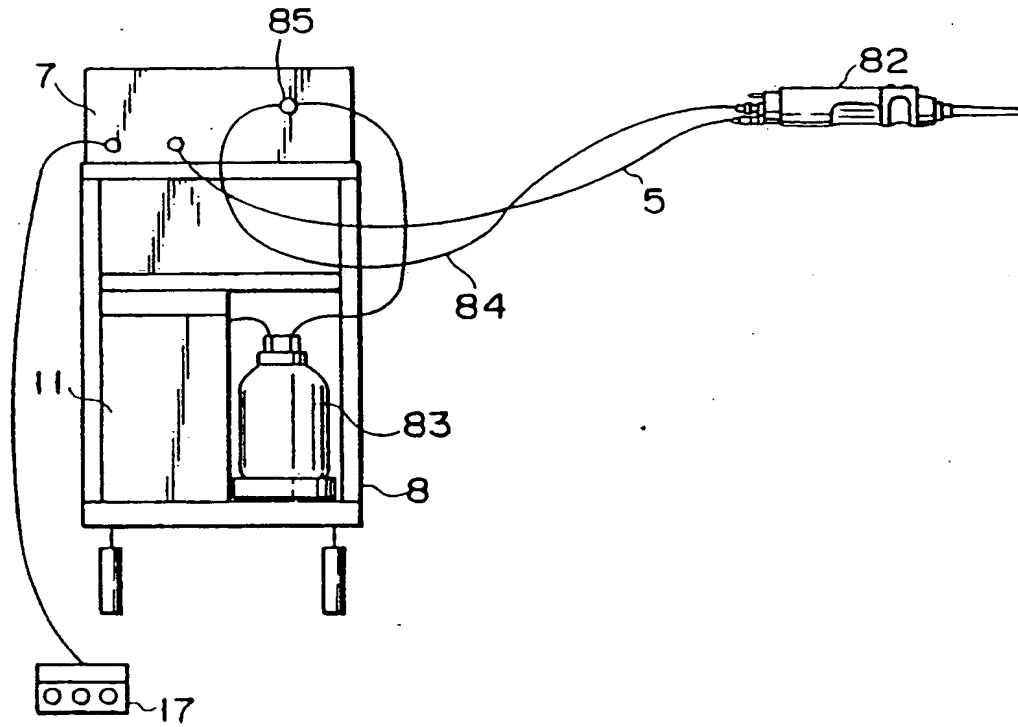


FIG. 15

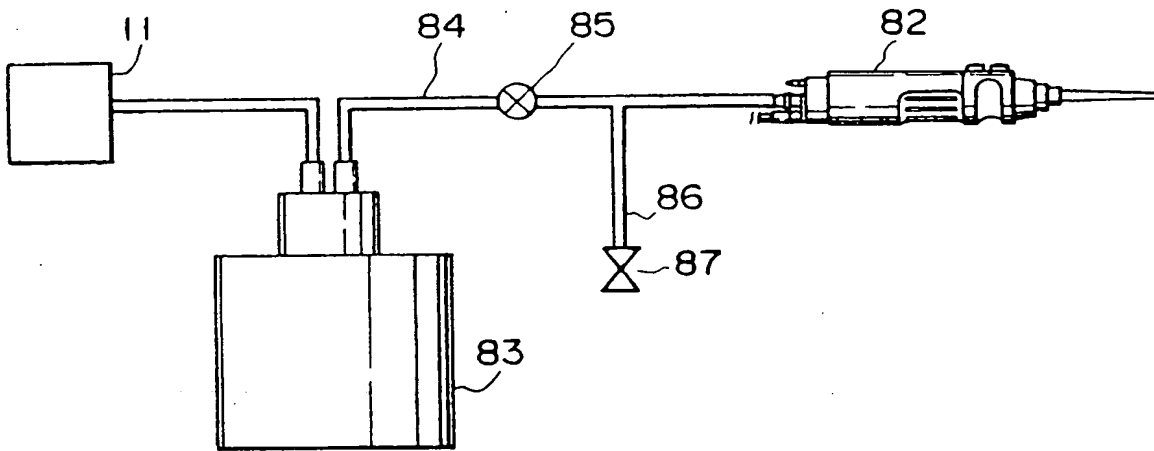


FIG. 16

FUSSSCHALTER 17

EIN
AUS



VENTIL 85

AUF
ZU



VENTIL 87

AUF
ZU



FIG. 17

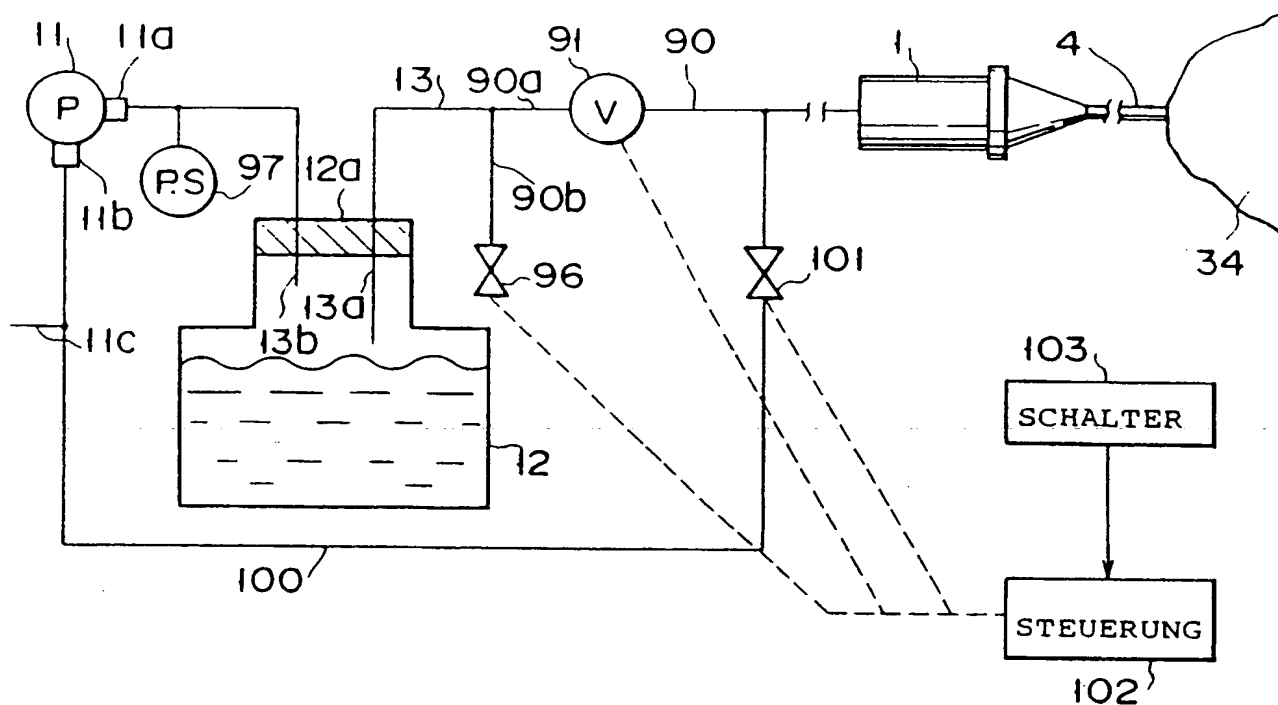


FIG. 18

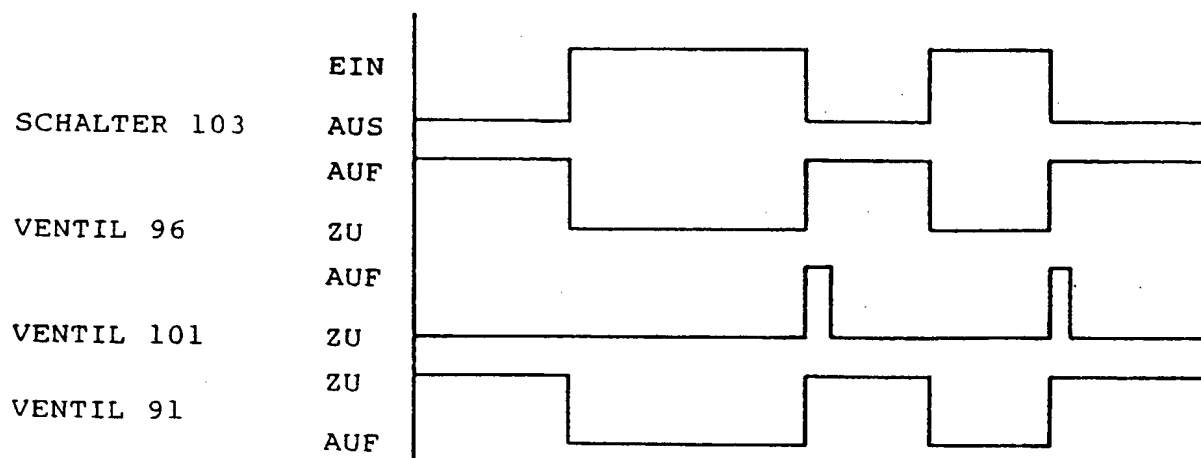


FIG. 19

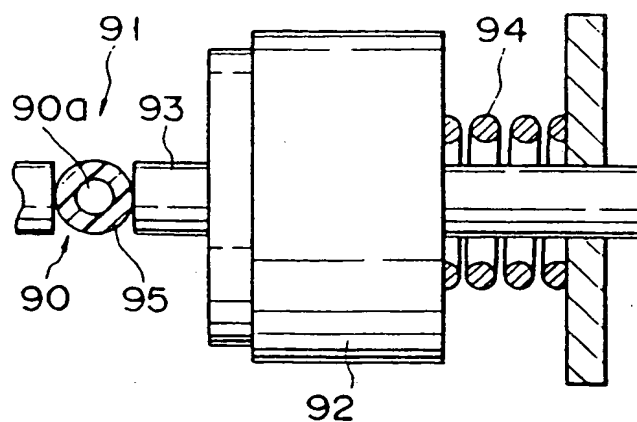


FIG. 20

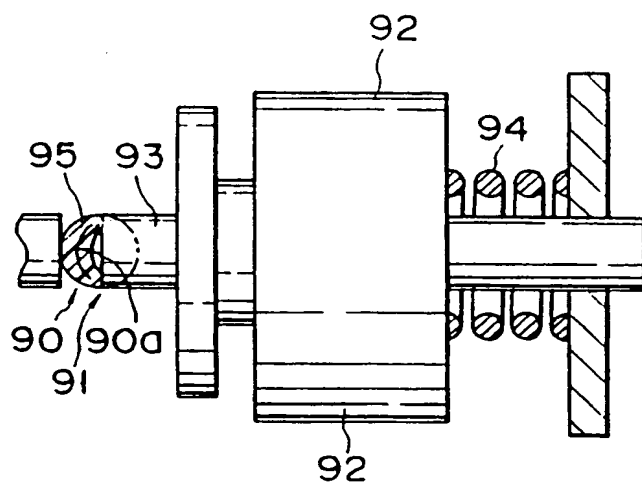


FIG. 21

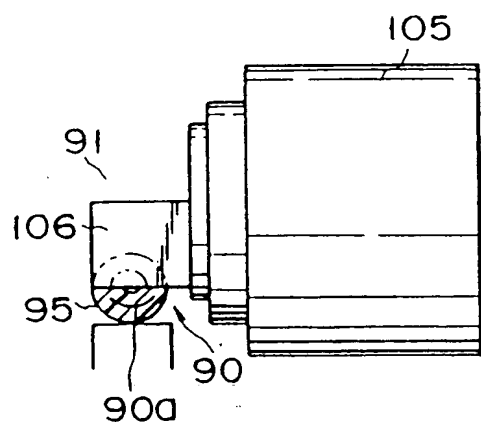


FIG. 22

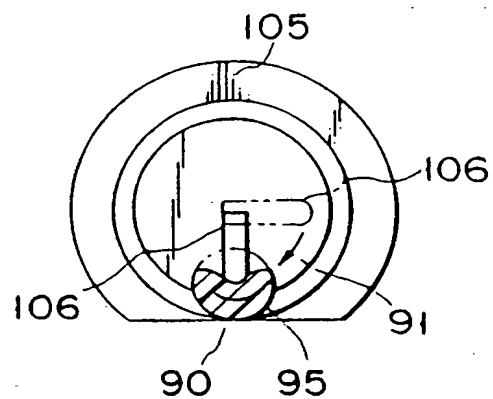


FIG. 23

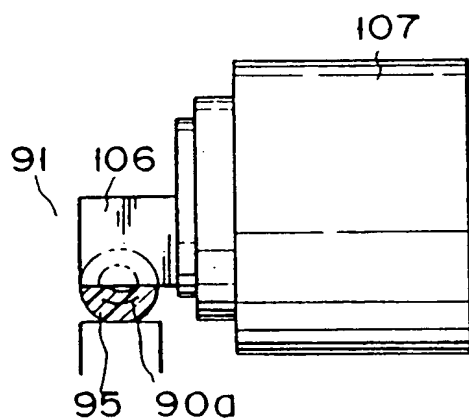


FIG. 24

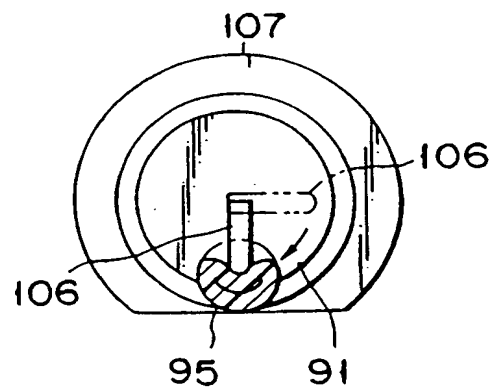


FIG. 25

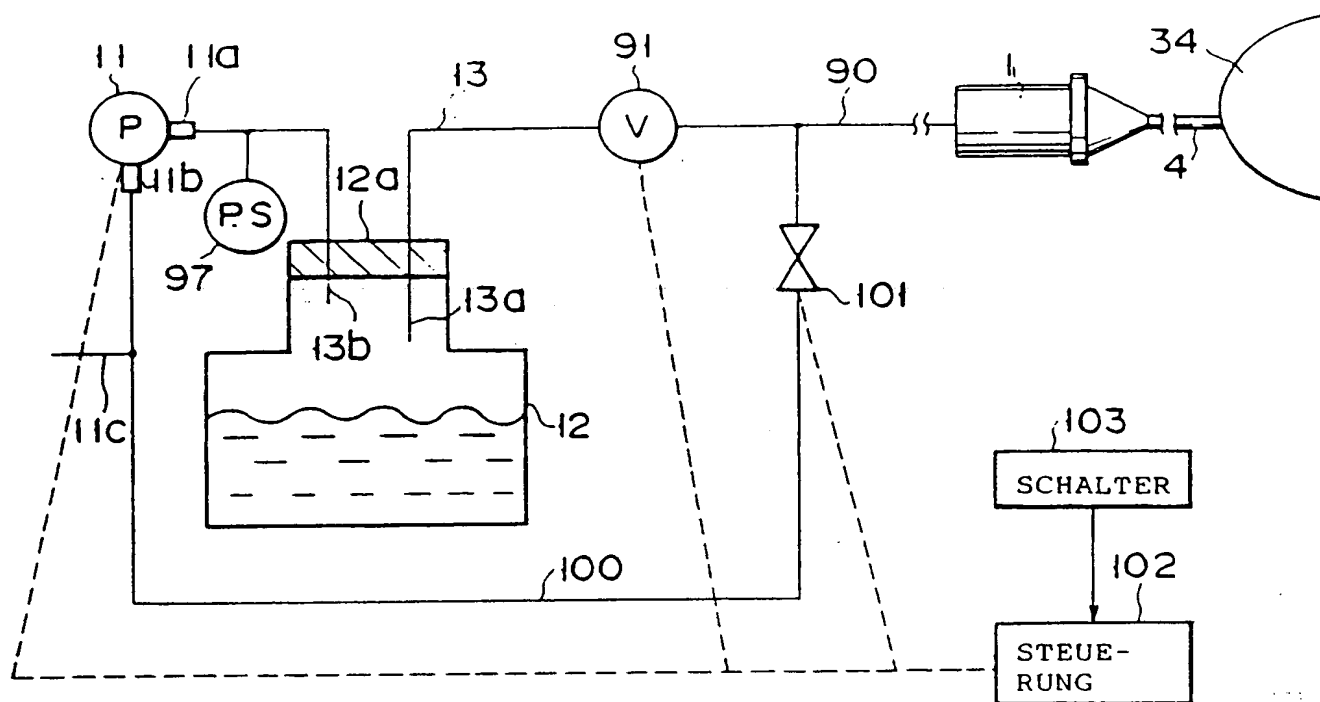
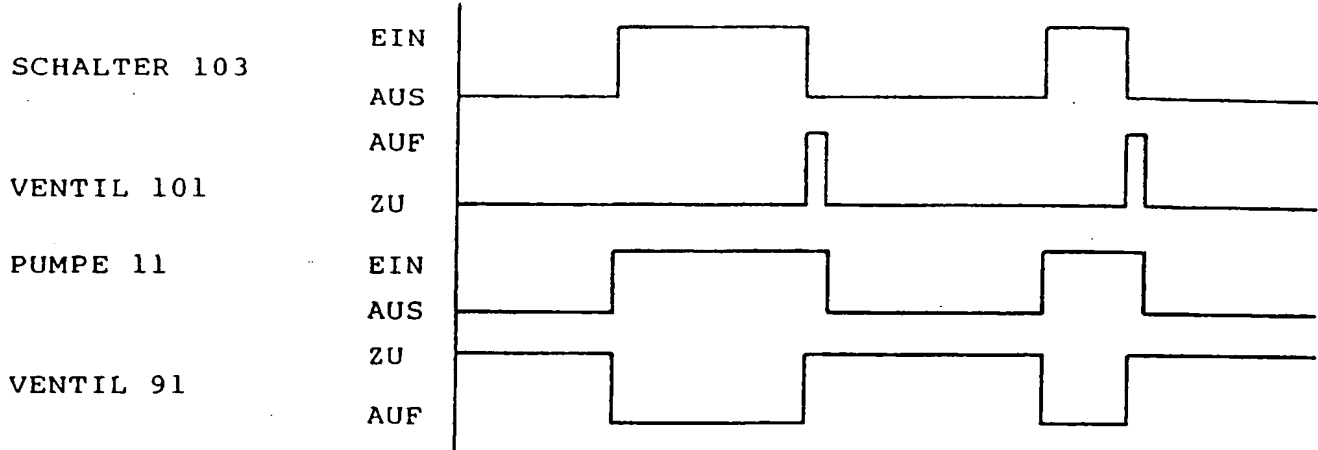


FIG. 26



F I G. 27

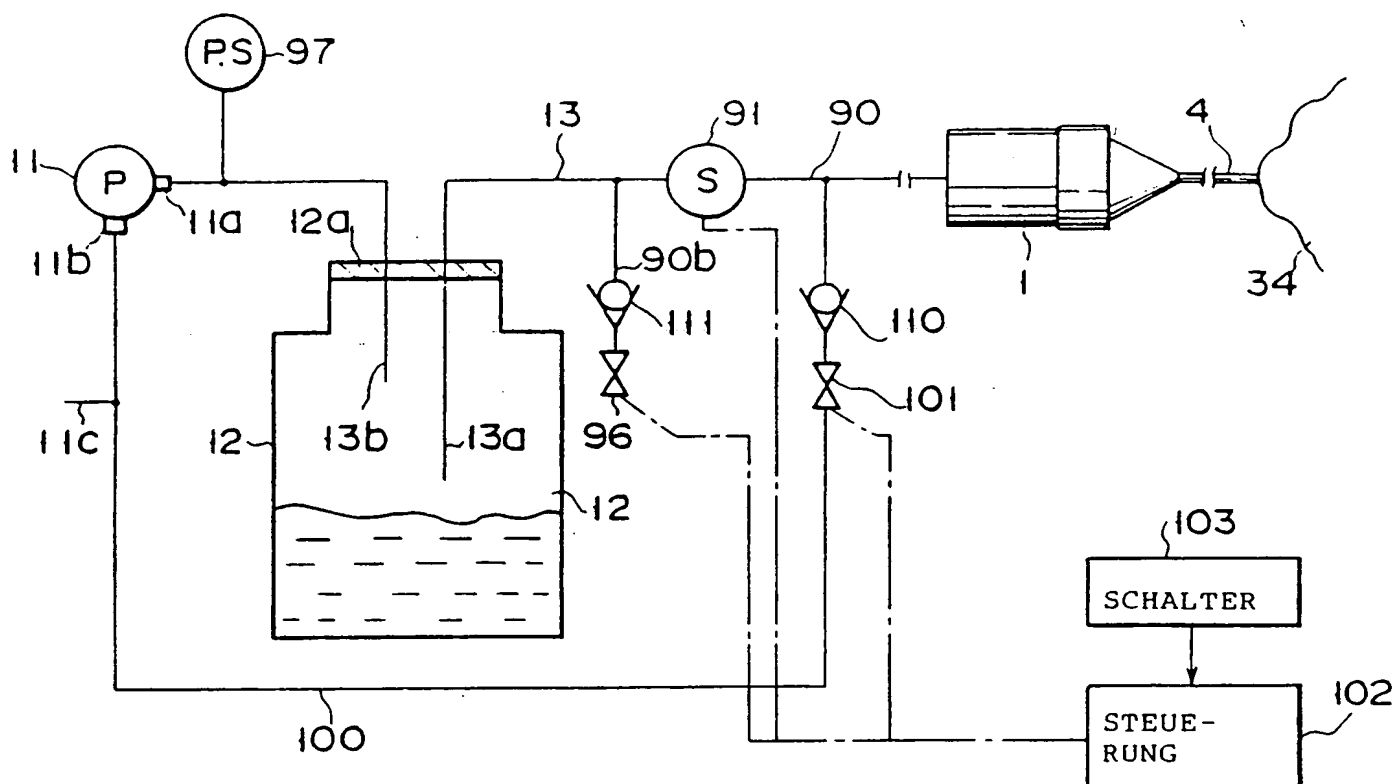
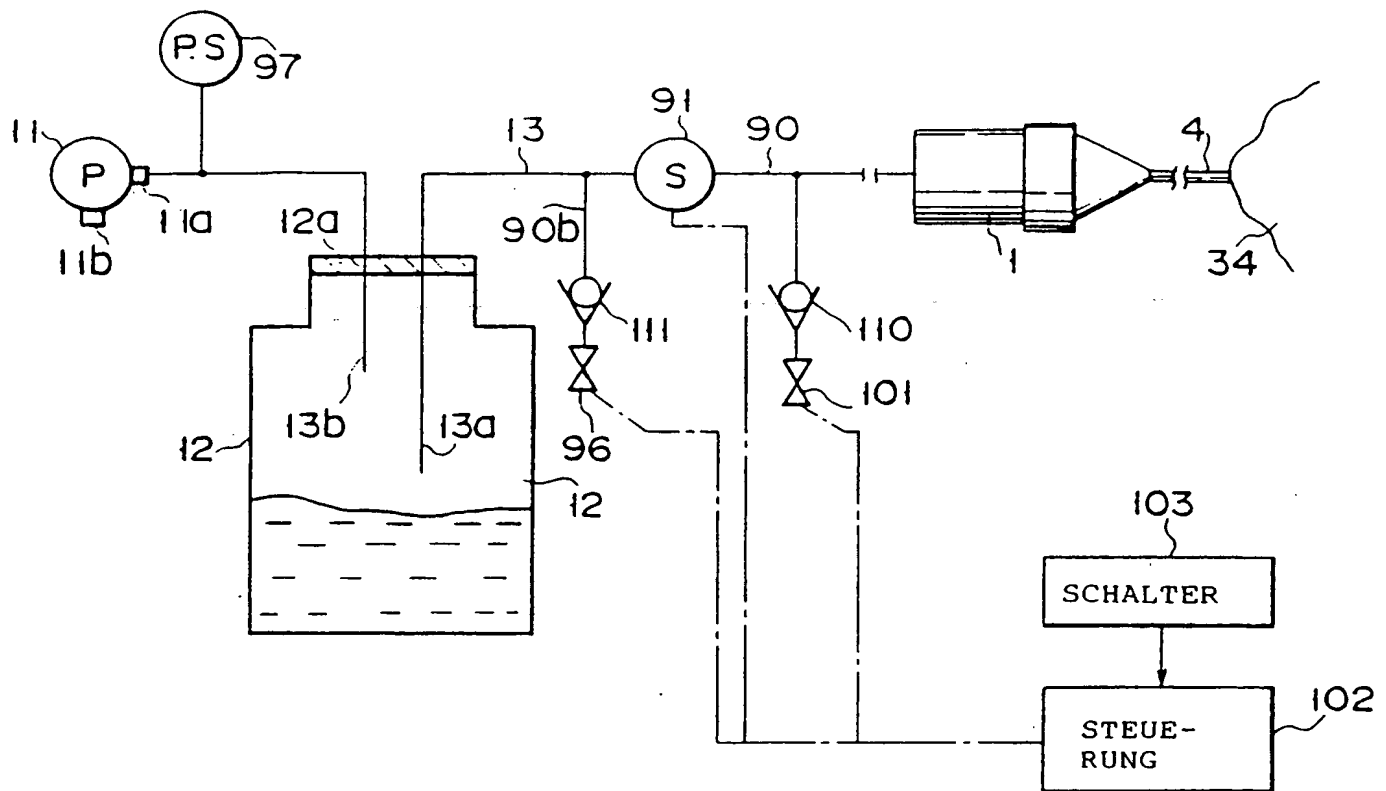
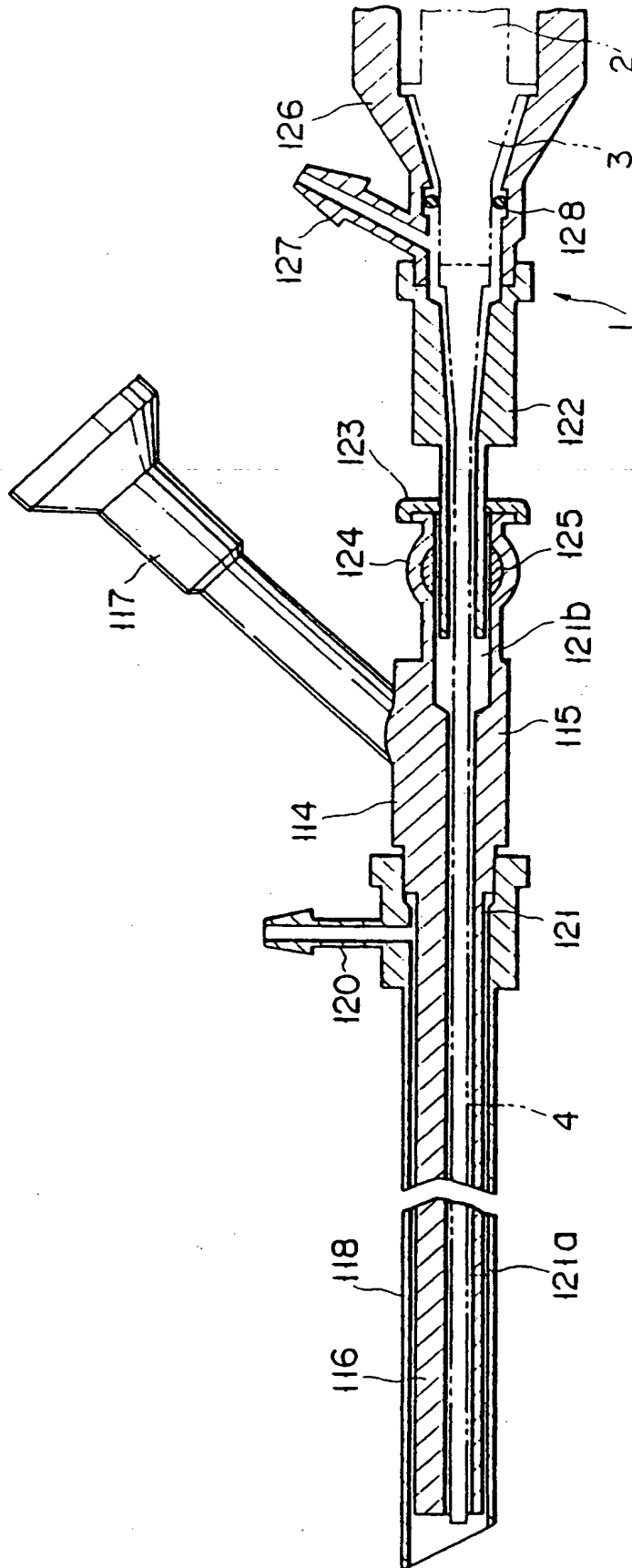
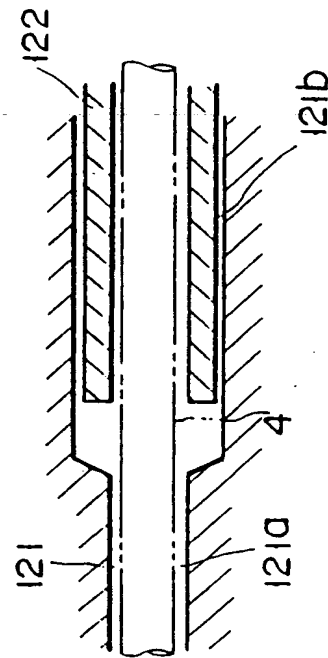


FIG. 28





F1 G. 30.



F1G. 31

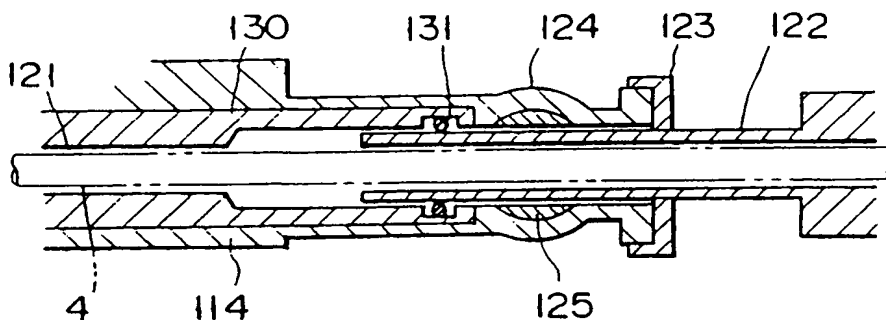


FIG. 32A

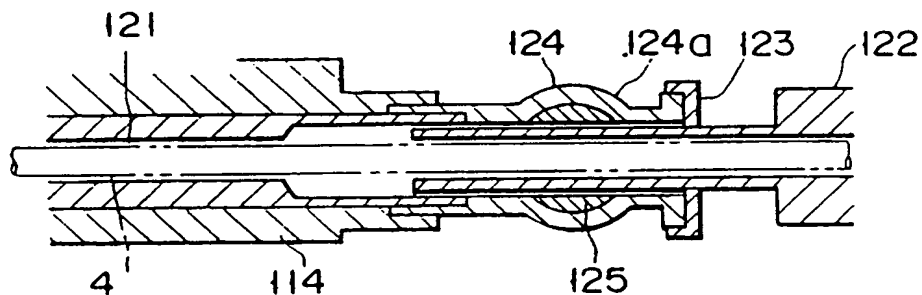


FIG. 32B

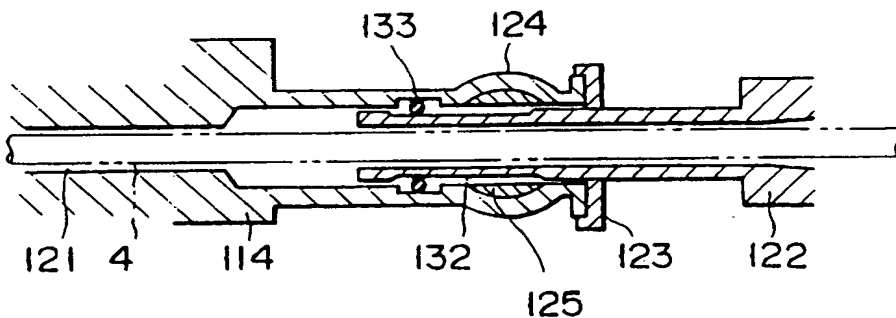


FIG. 32C

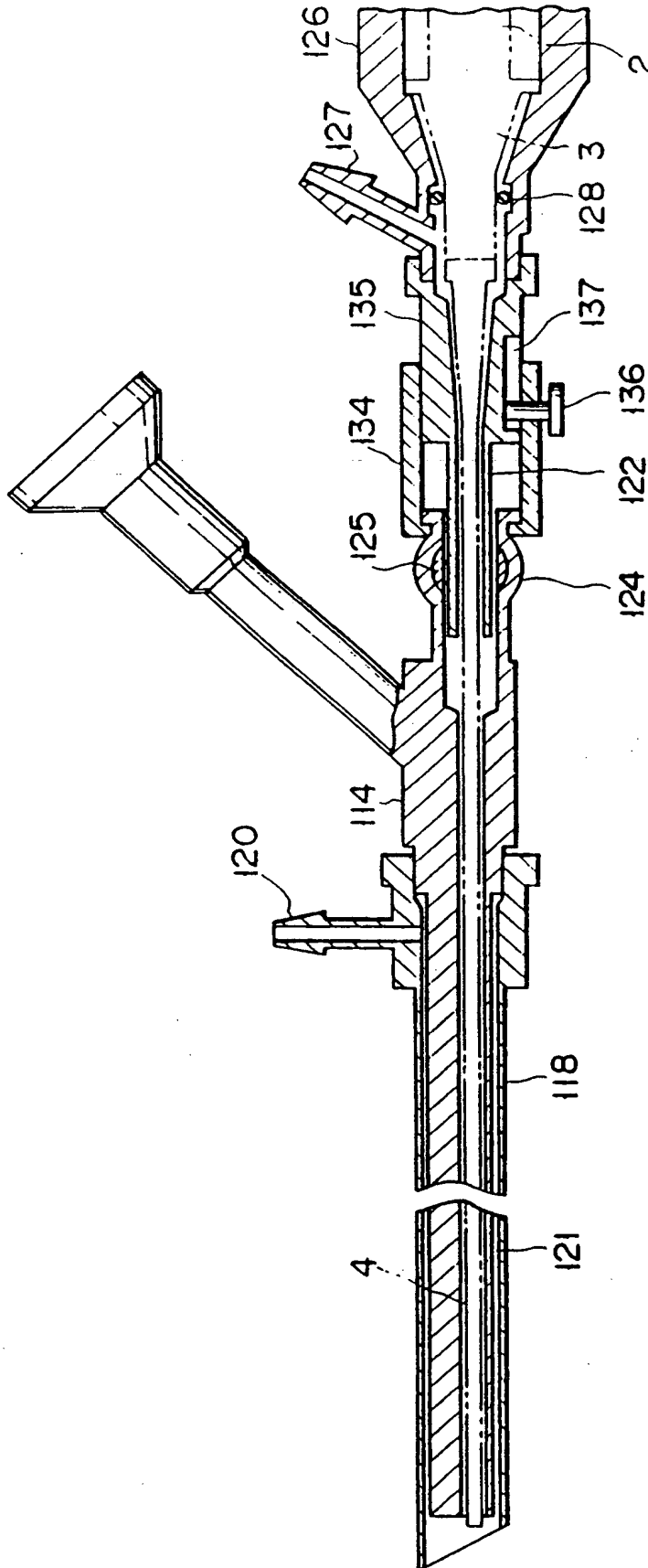


FIG. 32D

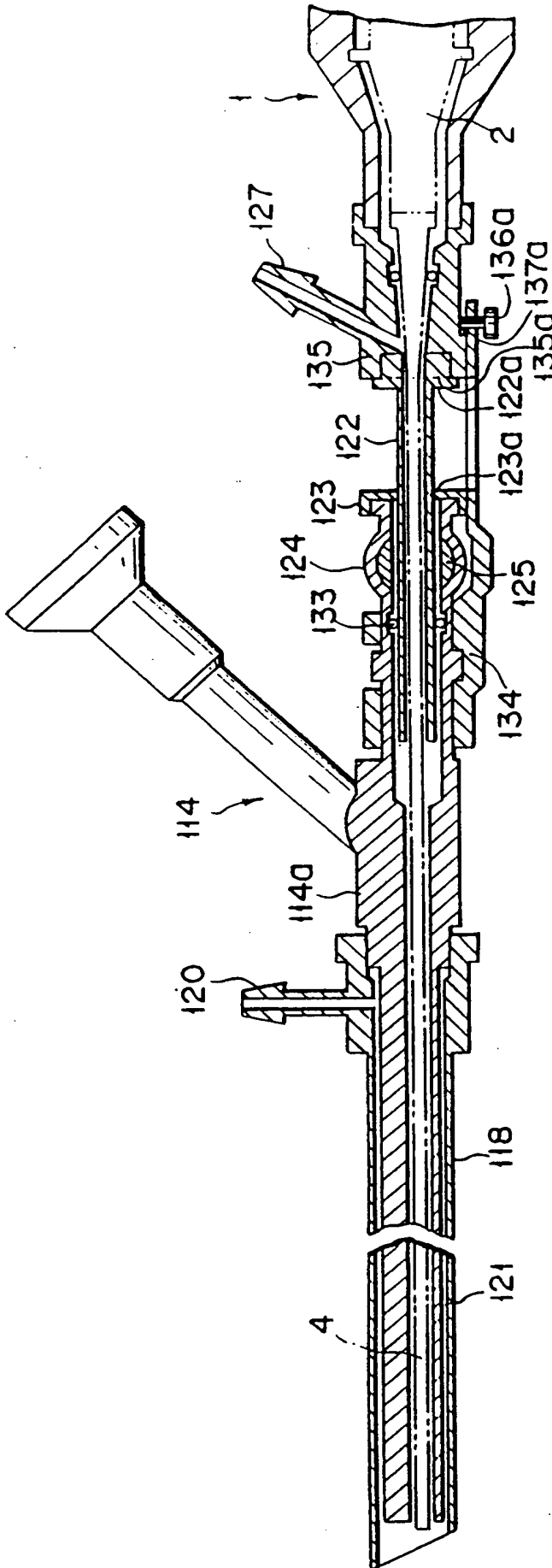


FIG. 33A

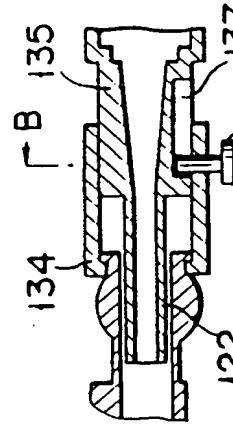


FIG. 35A

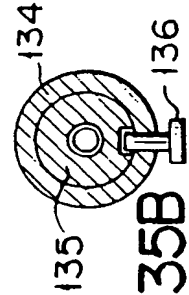


FIG. 35B

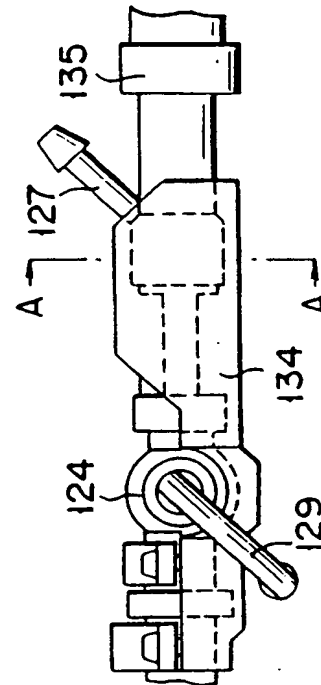


FIG. 33B

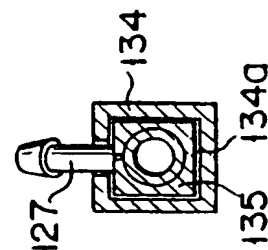


FIG. 33C

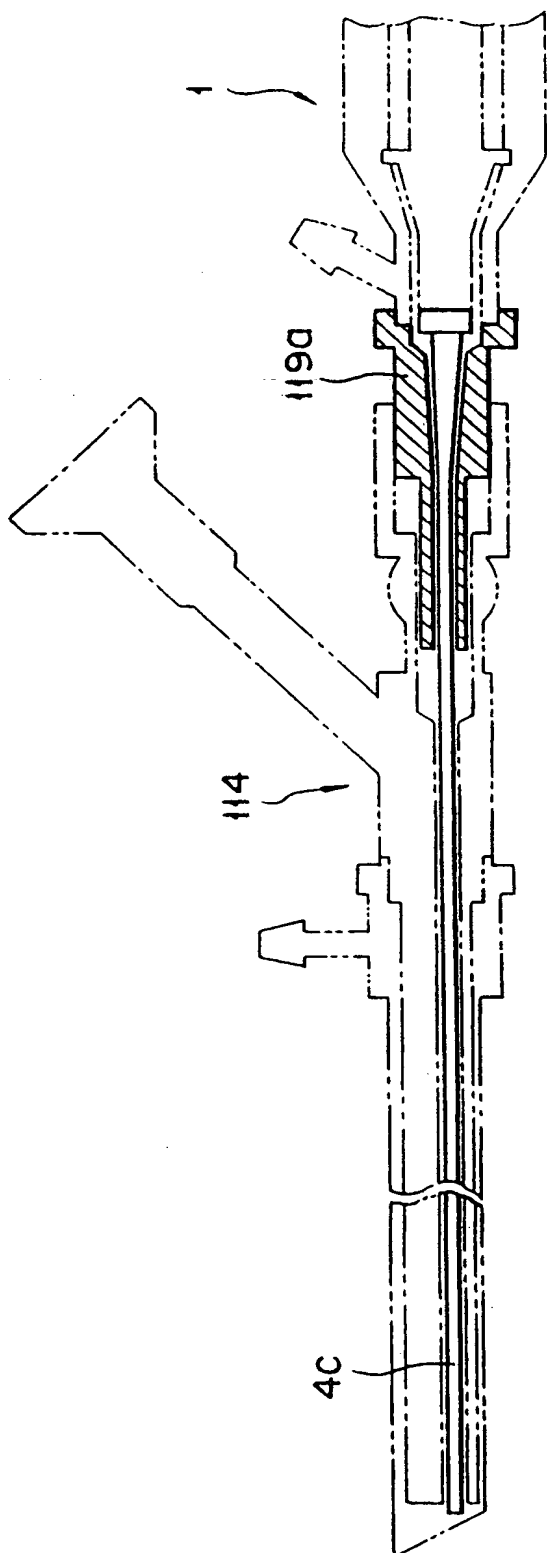


FIG. 34A

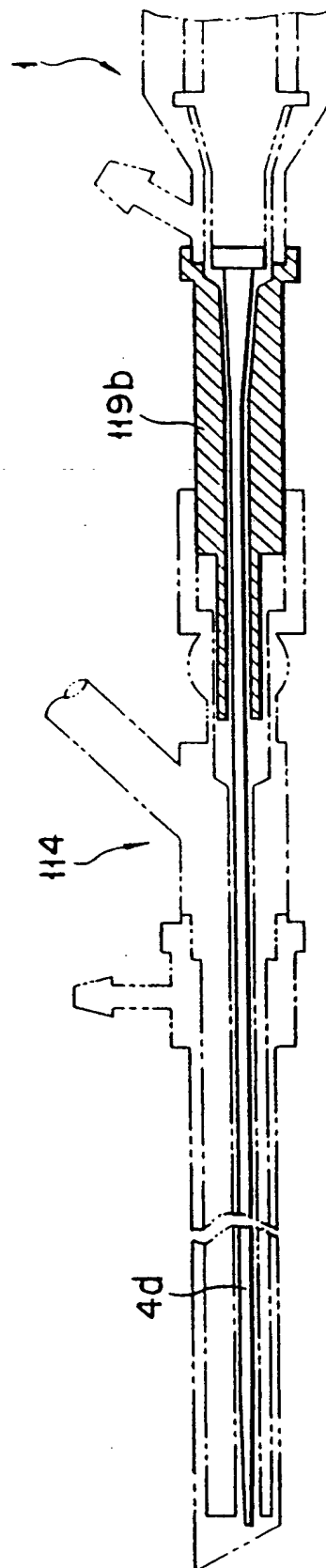


FIG. 34B

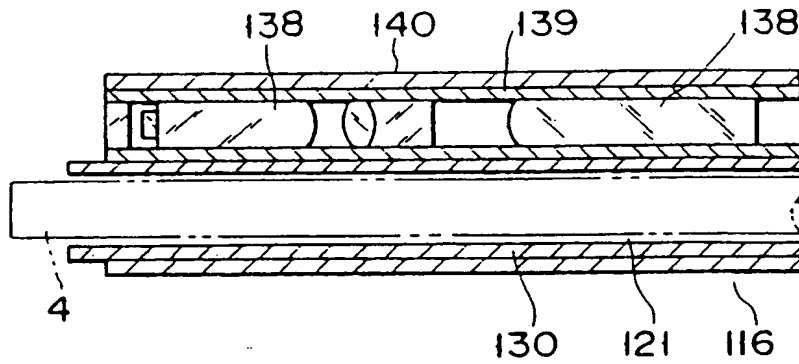


FIG. 36

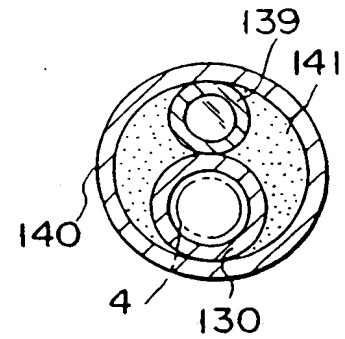


FIG. 37

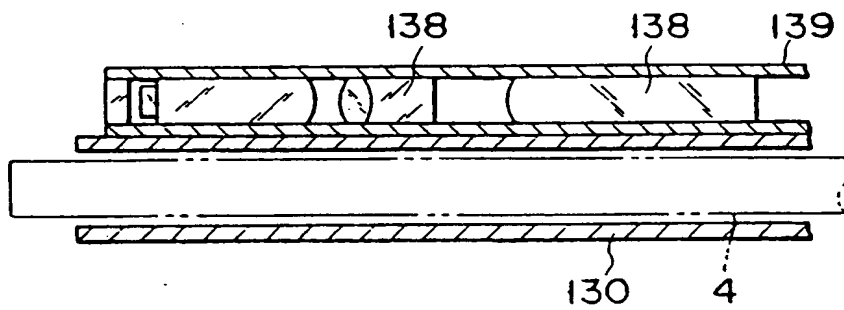


FIG. 38

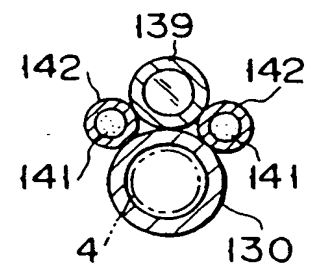


FIG. 39

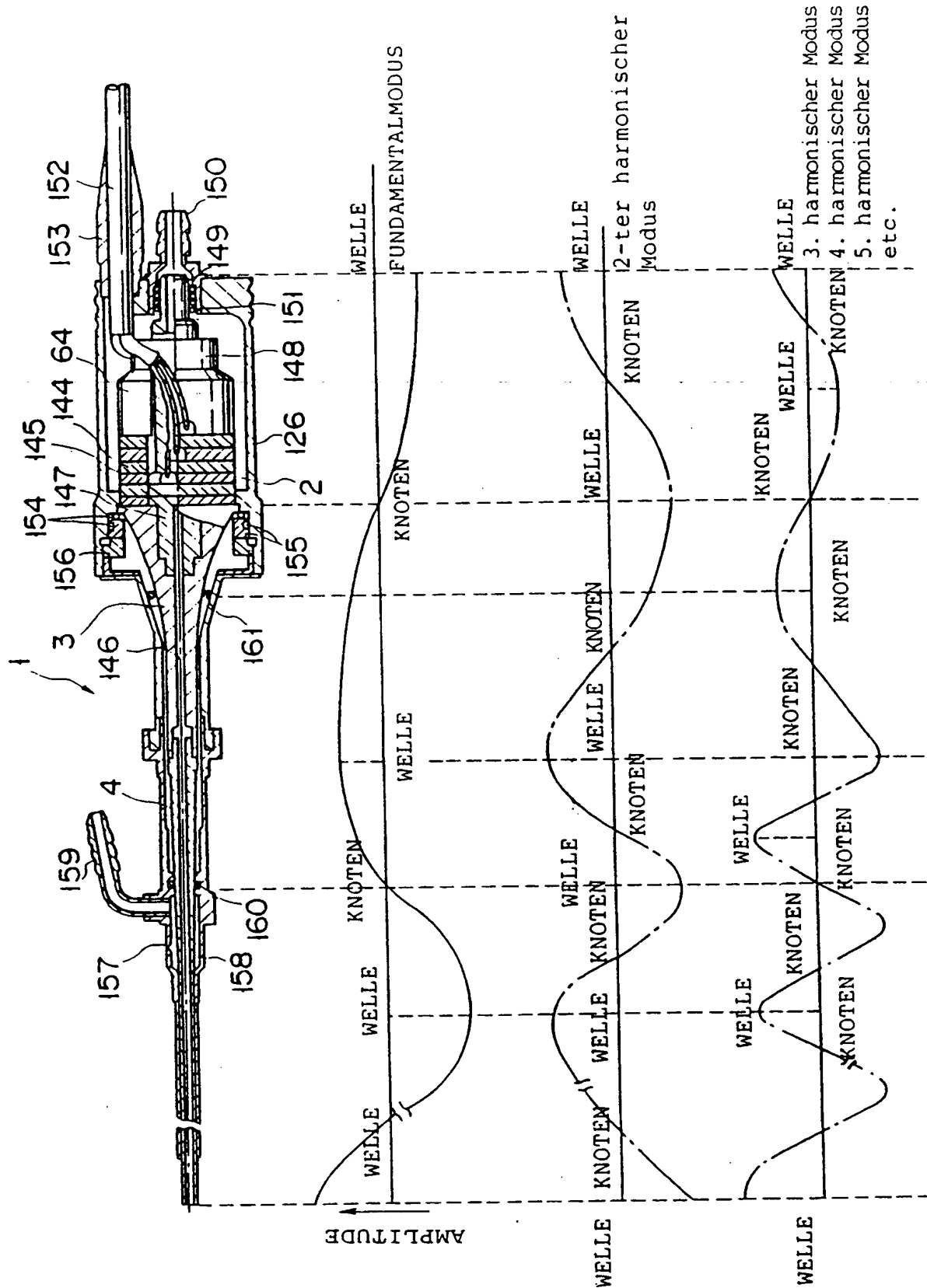


FIG. 40

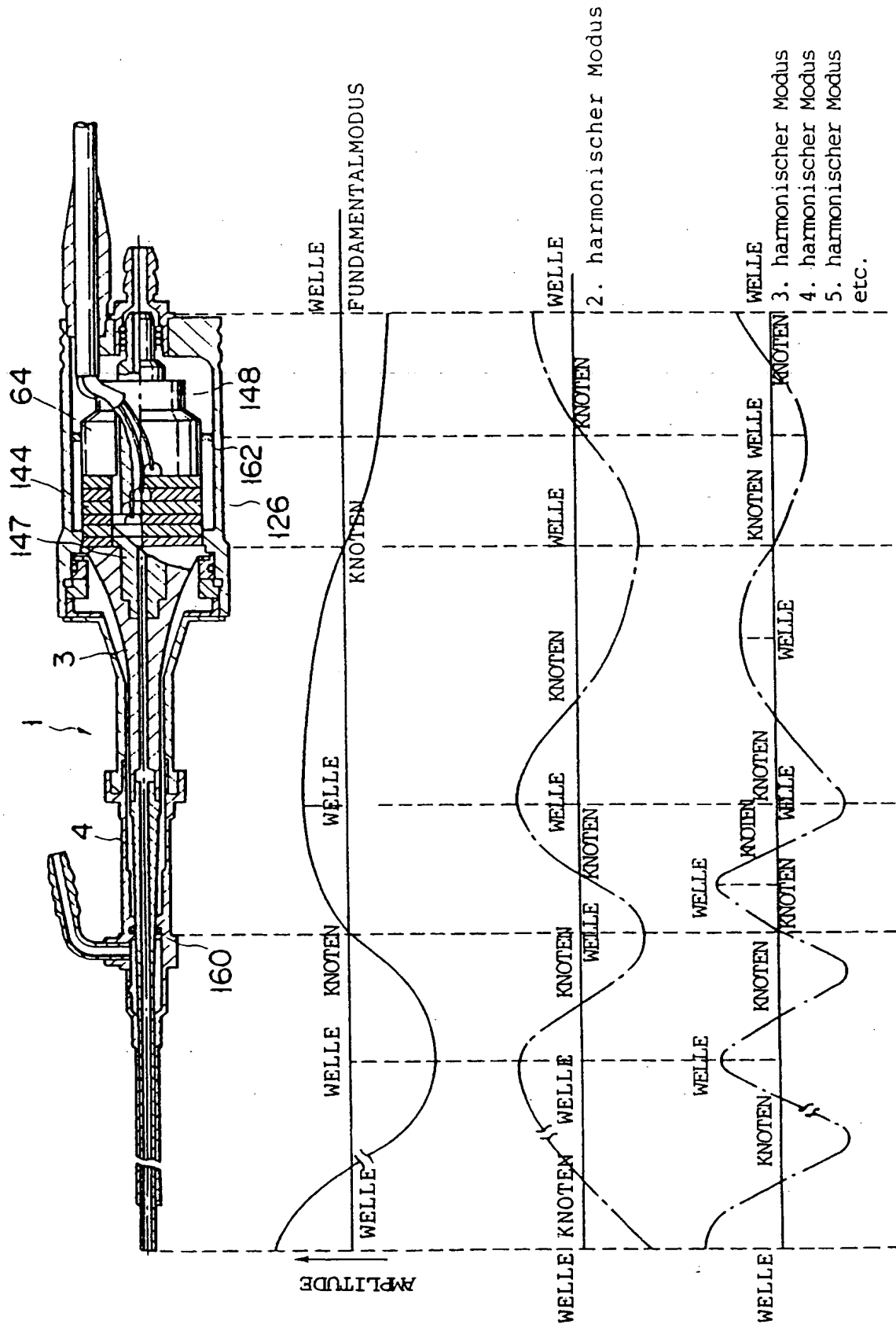


FIG. 41

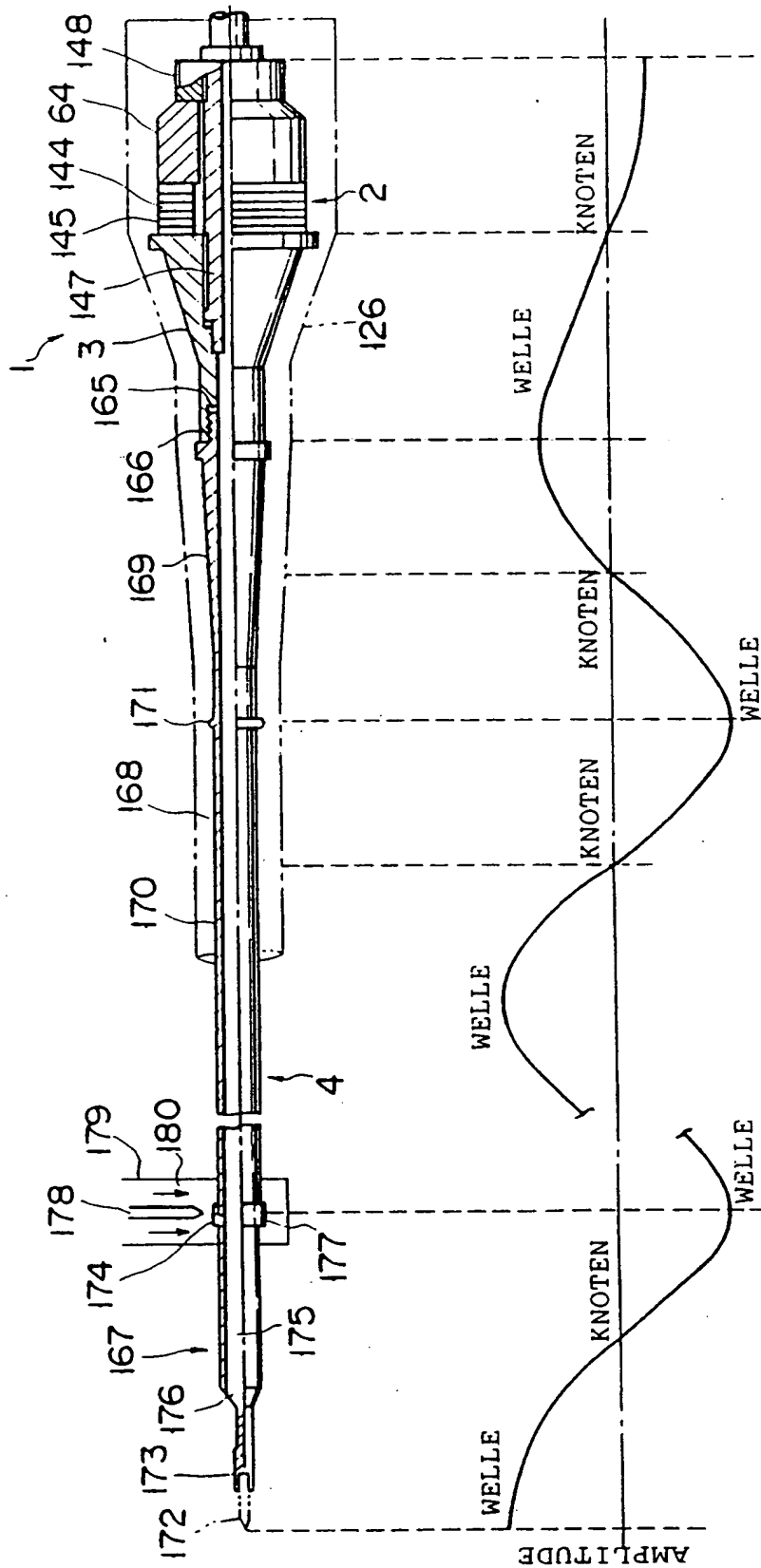


FIG. 42

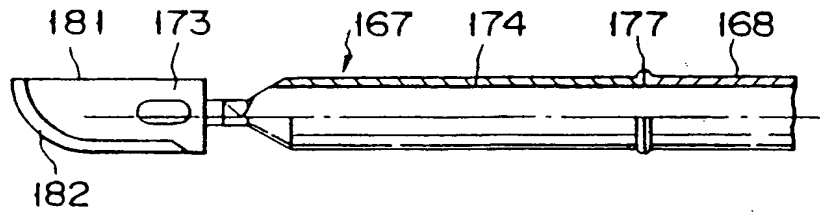


FIG. 43

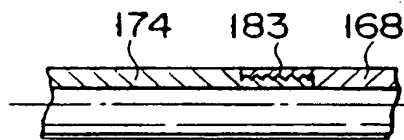


FIG. 44

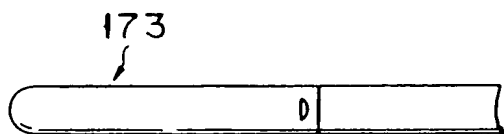


FIG. 45A



FIG. 45E

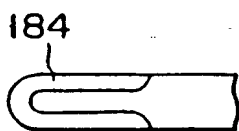


FIG. 45B

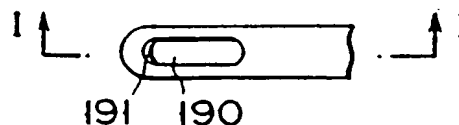


FIG. 45F

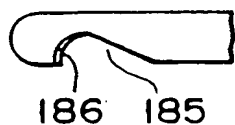


FIG. 45C

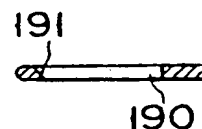


FIG. 45G

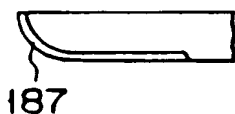


FIG. 45D

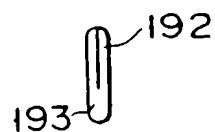


FIG. 46B

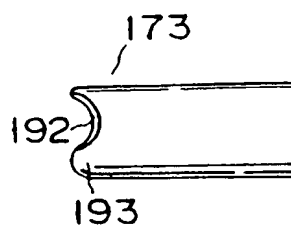


FIG. 46A

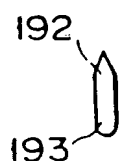


FIG. 46D

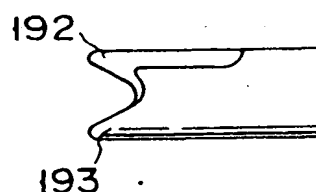


FIG. 46C

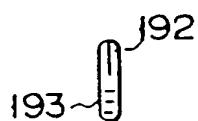


FIG. 46F

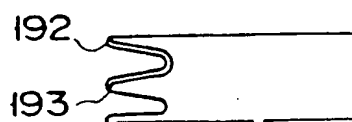


FIG. 46E



FIG. 46H

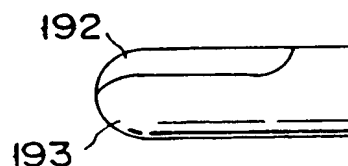


FIG. 46G

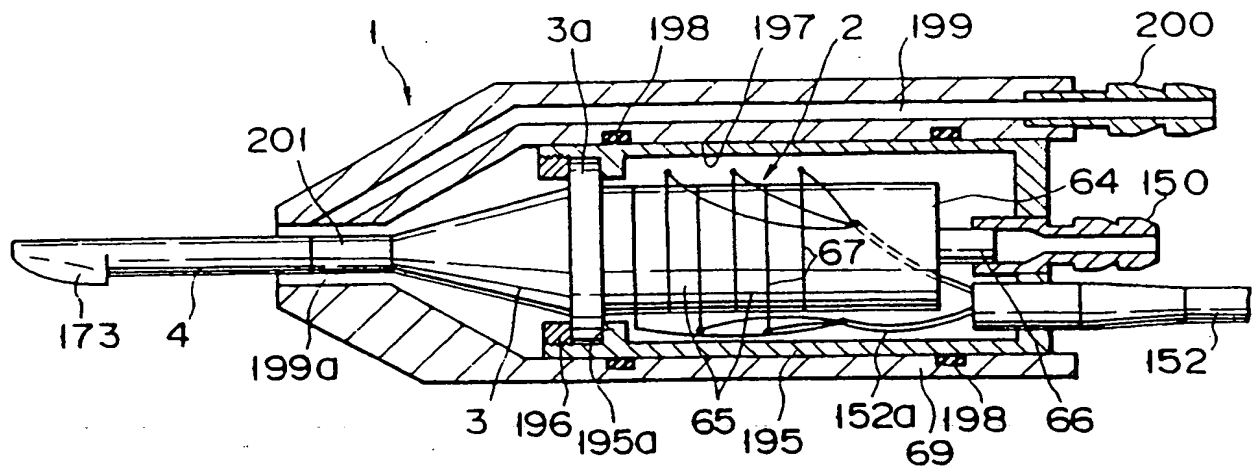


FIG. 47

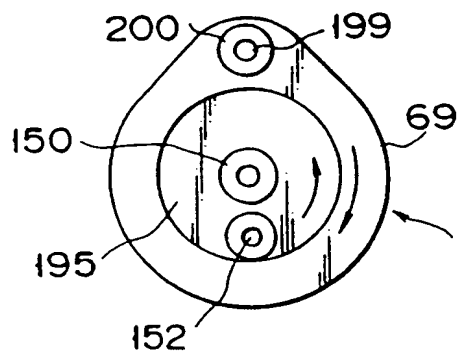


FIG. 48

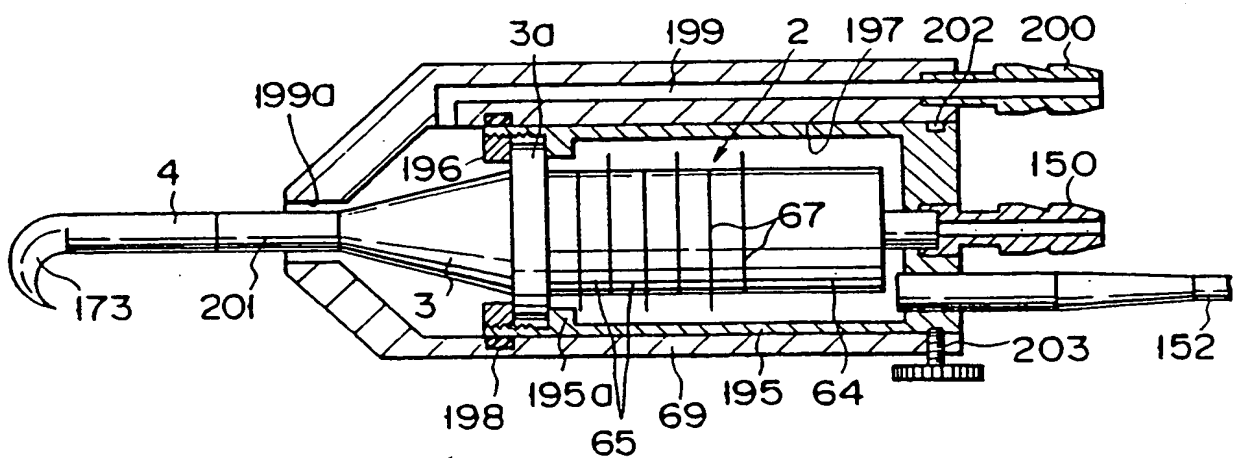


FIG. 49

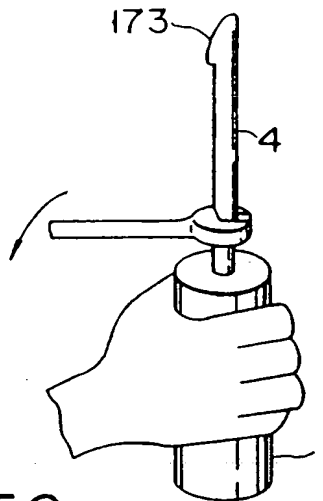


FIG. 50

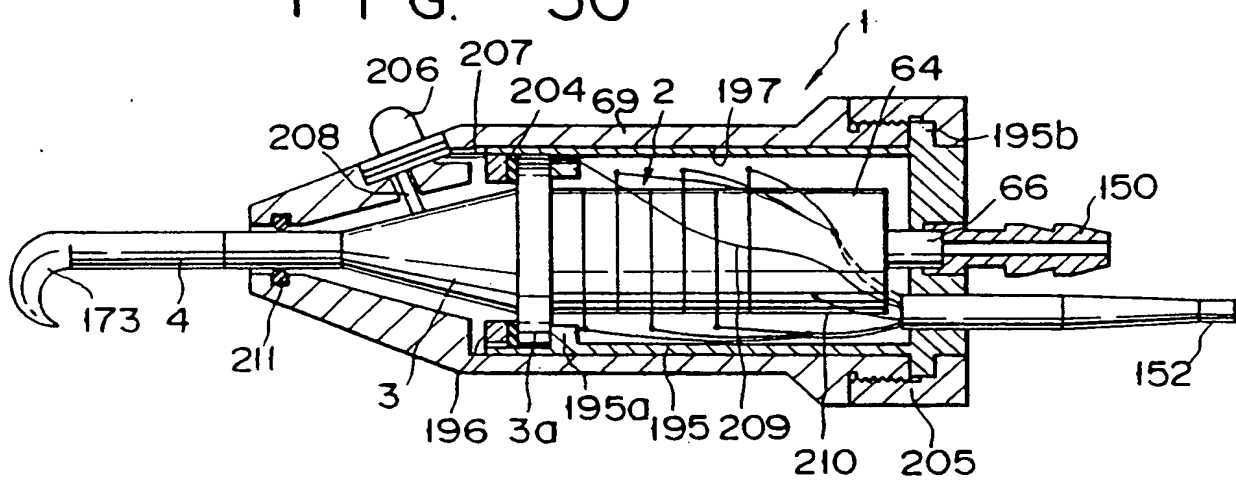


FIG. 51

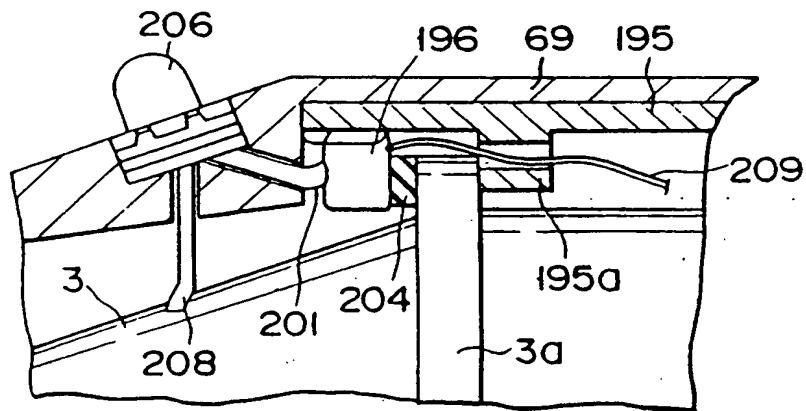


FIG. 52

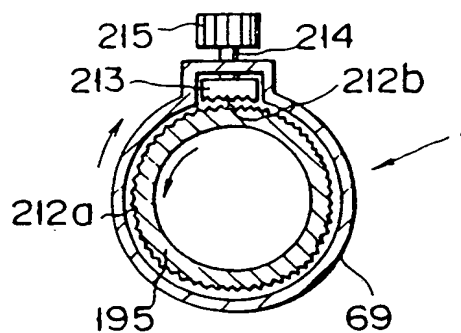


FIG. 53

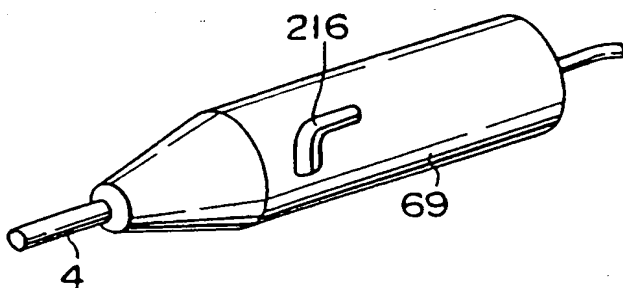


FIG. 54

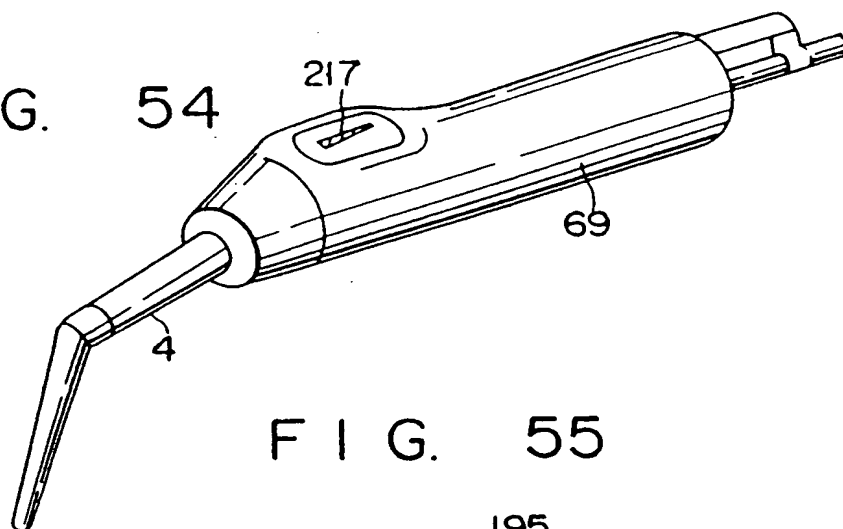


FIG. 55

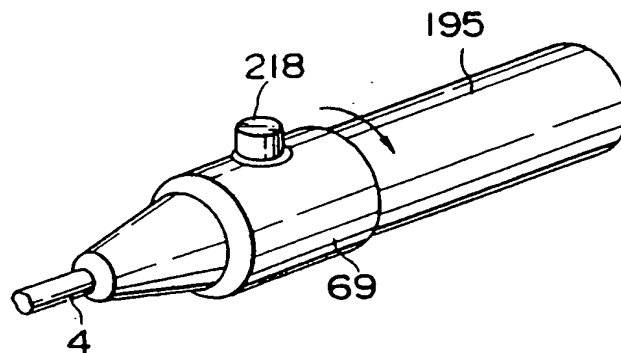


FIG. 56

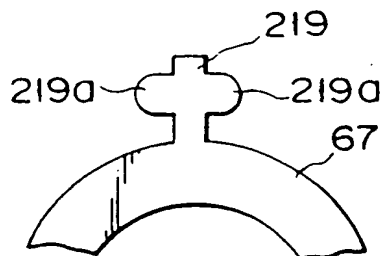


FIG. 57

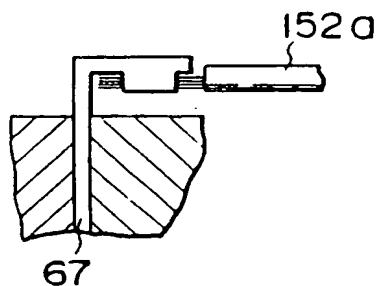


FIG. 58

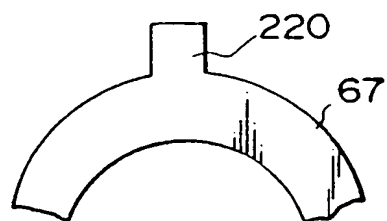


FIG. 59

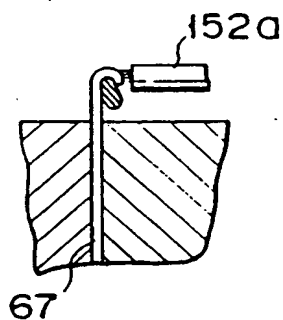


FIG. 60

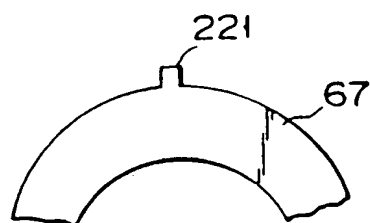


FIG. 61

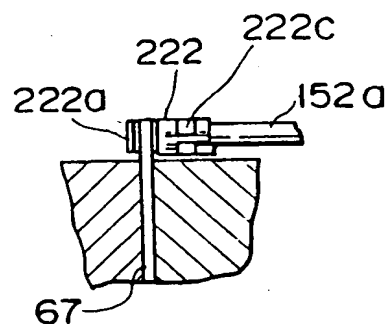


FIG. 62

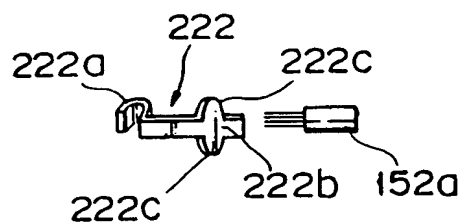


FIG. 63

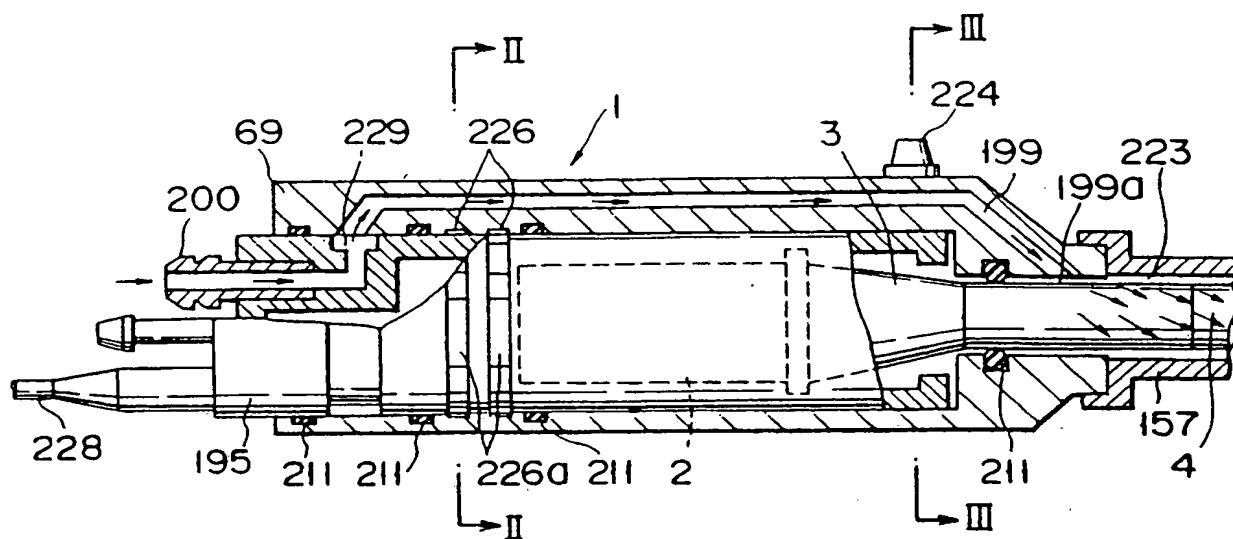


FIG. 64

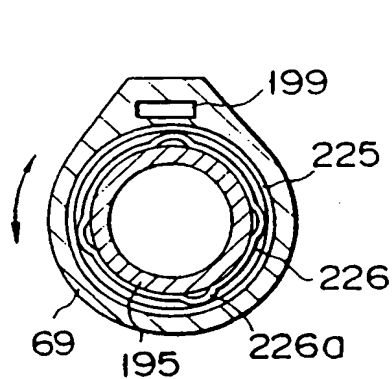


FIG. 65

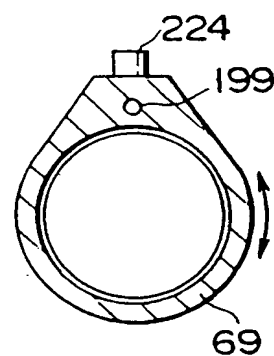


FIG. 66

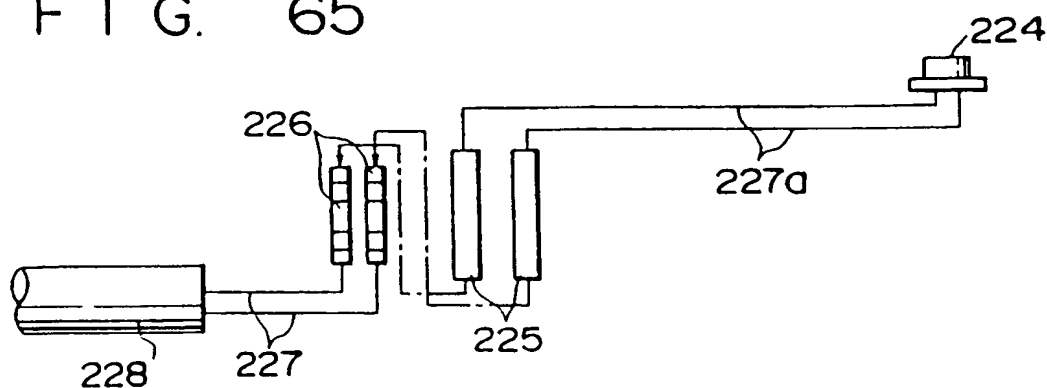


FIG. 67

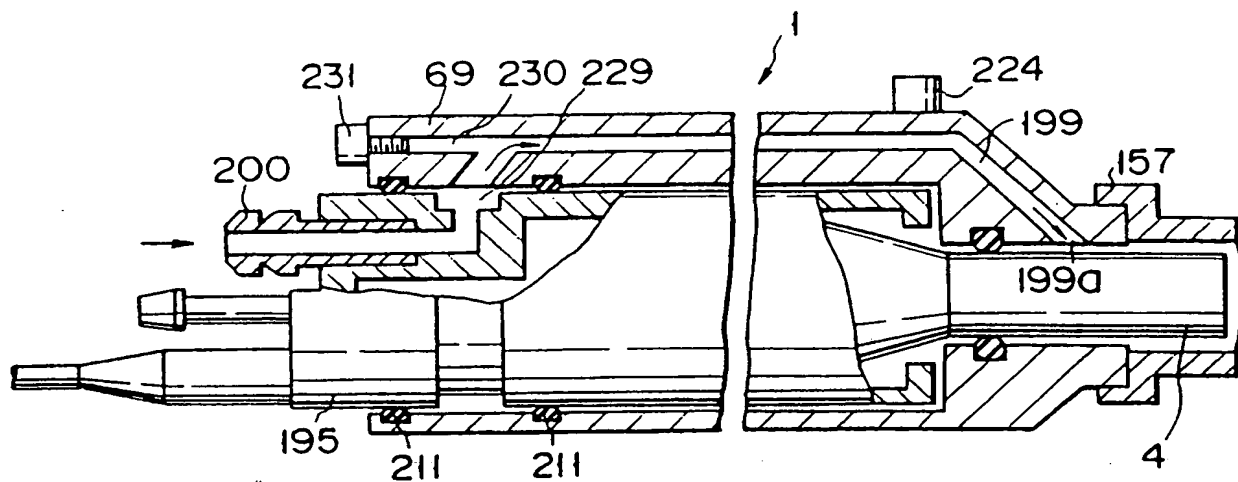


FIG. 68

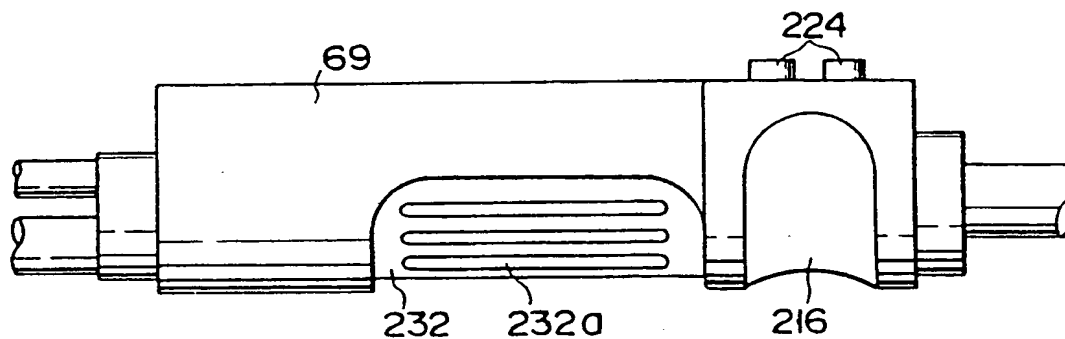


FIG. 69

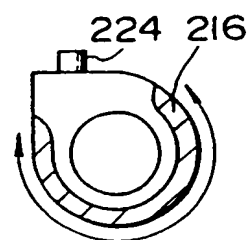


FIG. 70

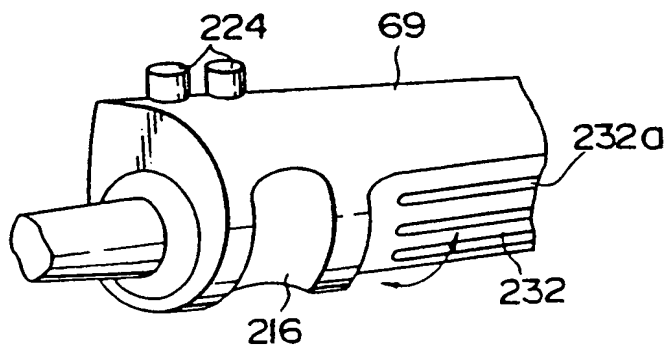


FIG. 71

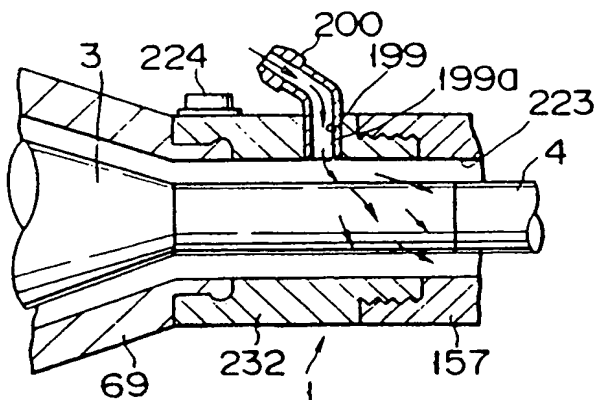


FIG. 72

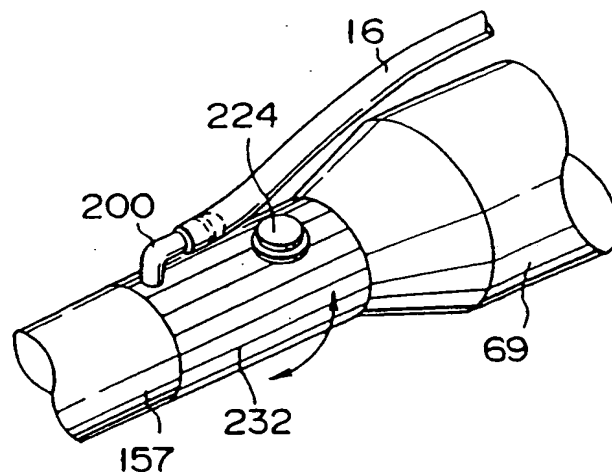


FIG. 73

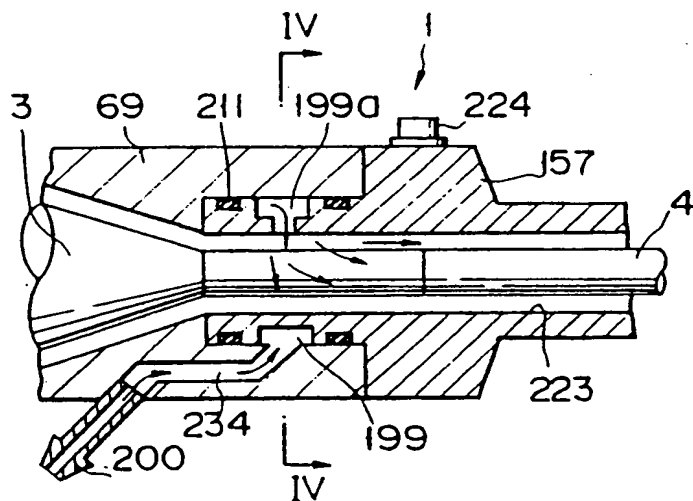


FIG. 74

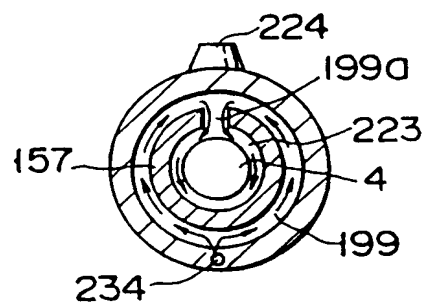


FIG. 75

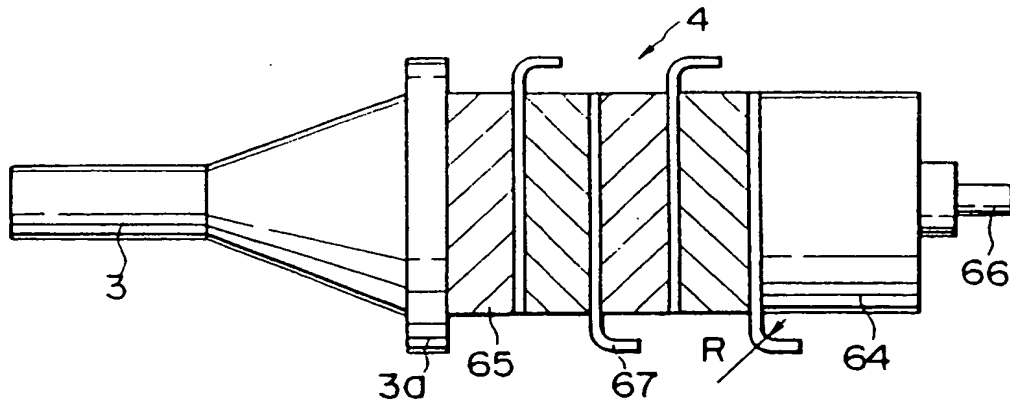


FIG. 76

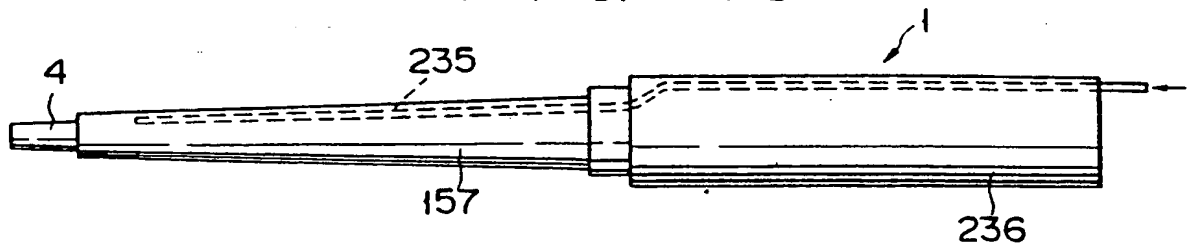


FIG. 77

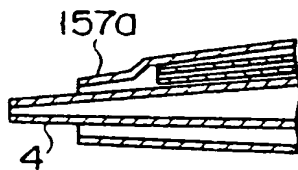


FIG. 78

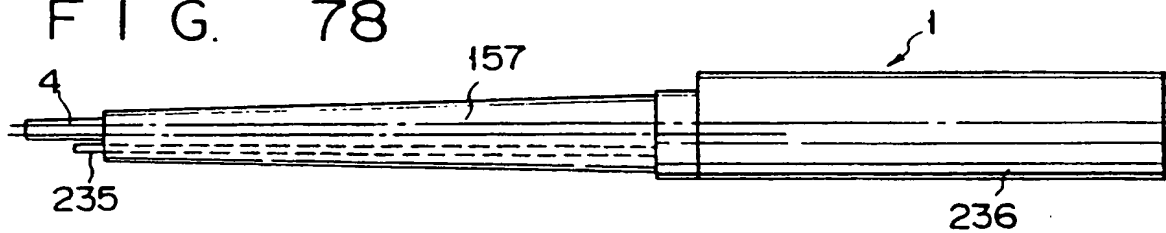


FIG. 79

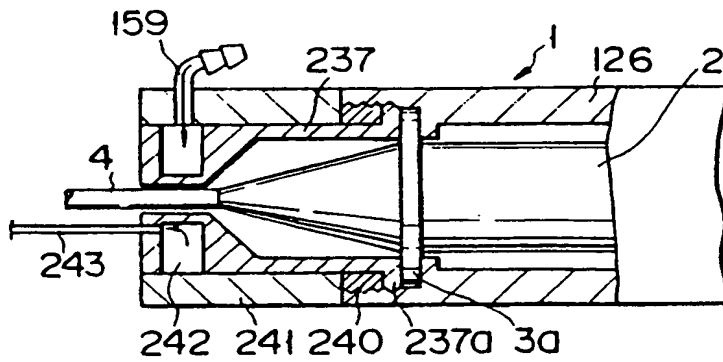


FIG. 80

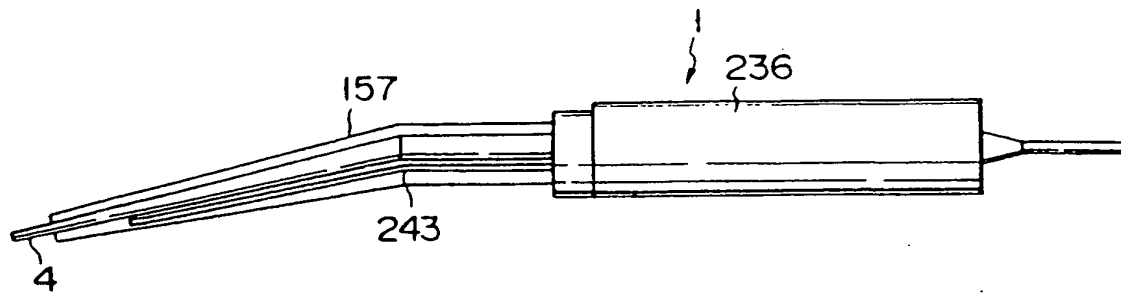


FIG. 81

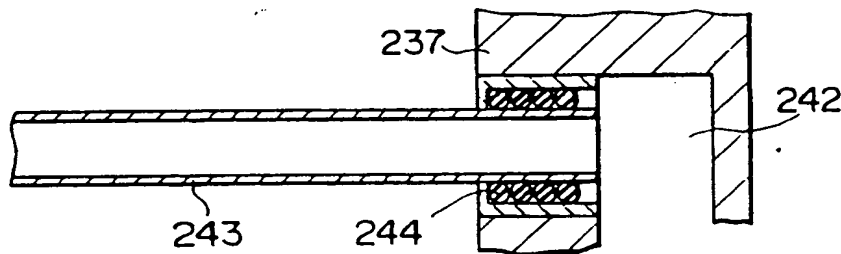


FIG. 82

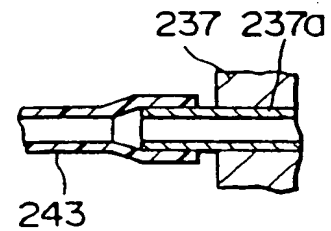


FIG. 83

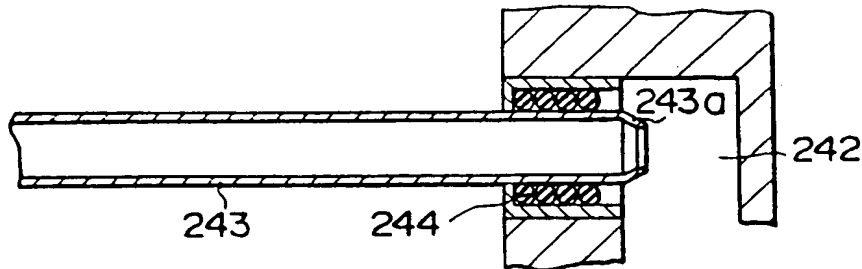


FIG. 84

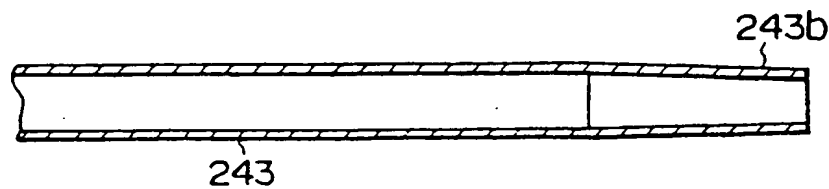


FIG. 85

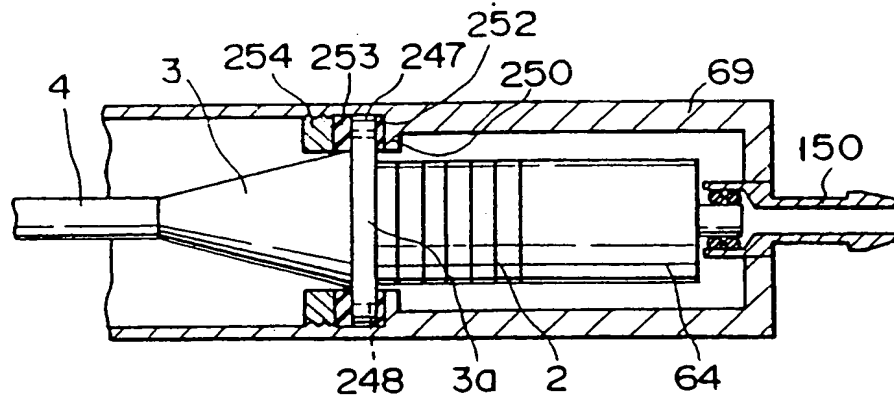


FIG. 86

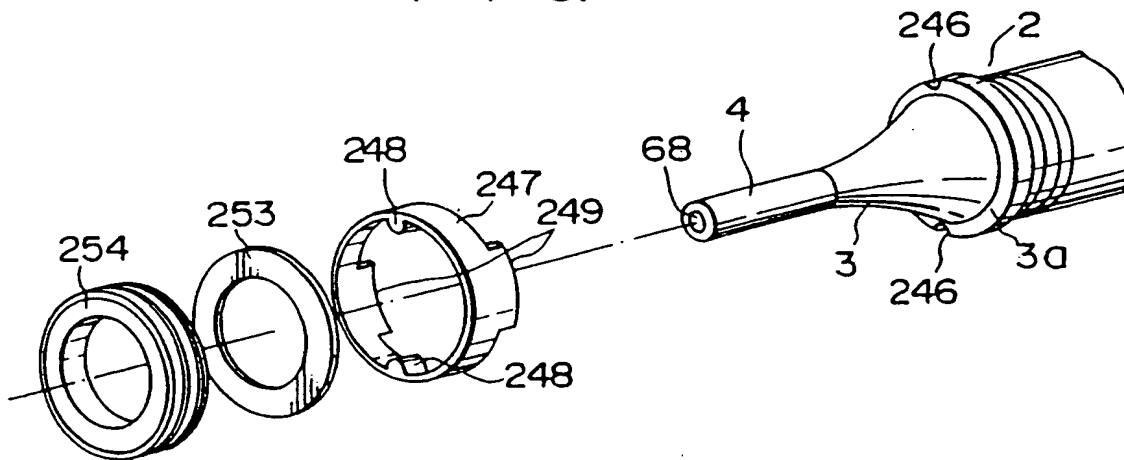


FIG. 87A

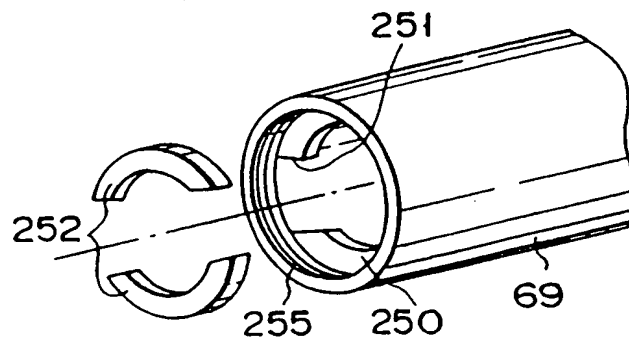


FIG. 87B

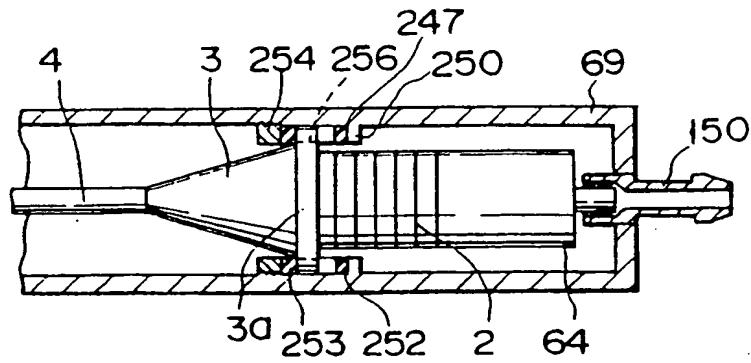


FIG. 88

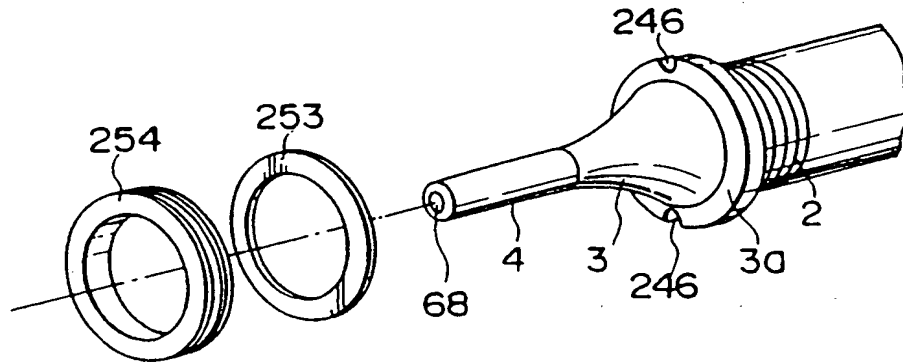


FIG. 89A

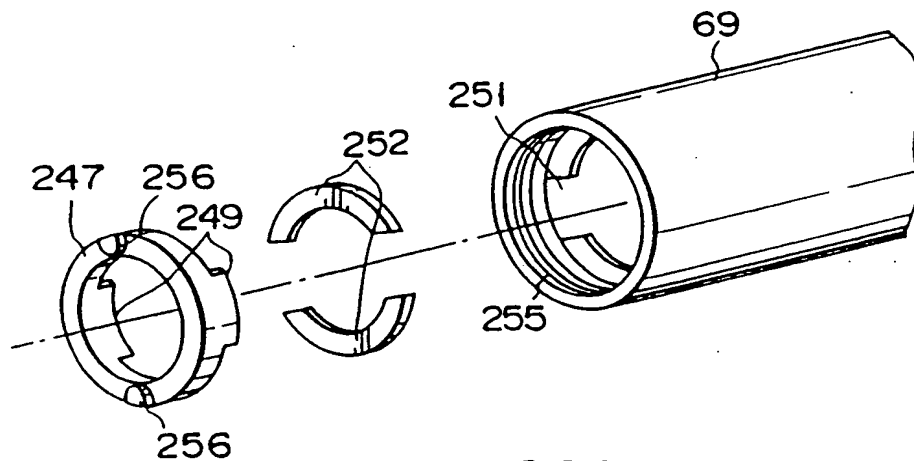


FIG. 89B

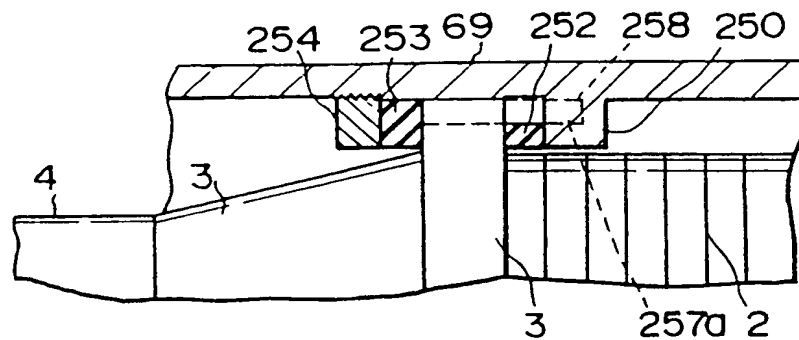


FIG. 90

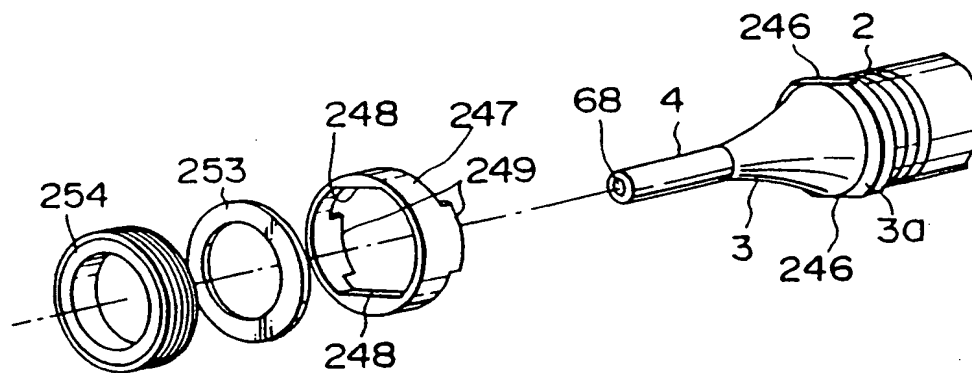


FIG. 91A

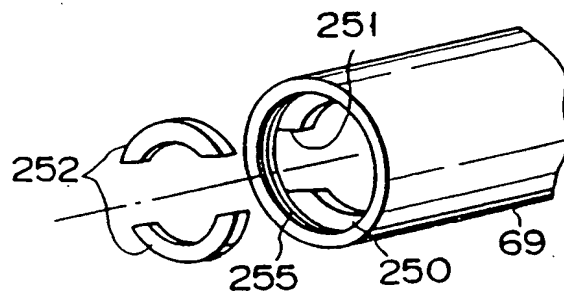


FIG. 91B

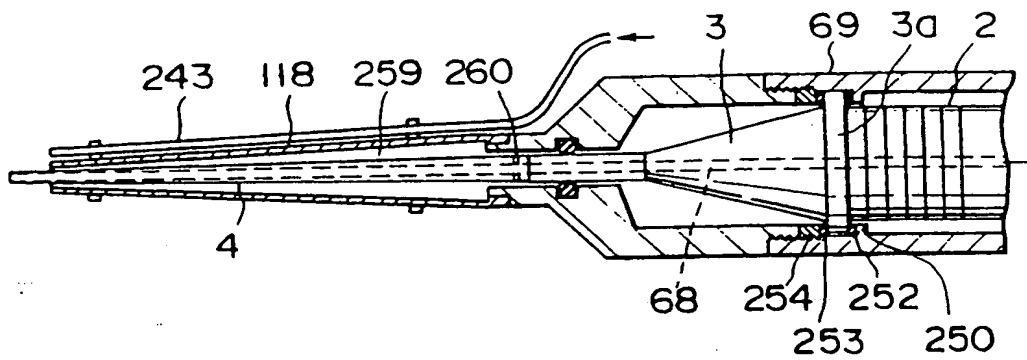


FIG. 92

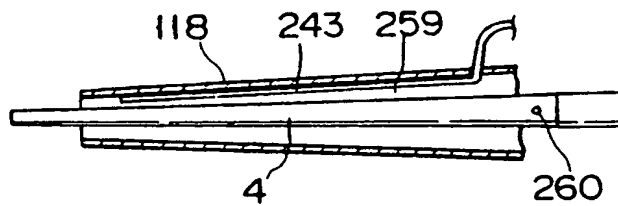


FIG. 93

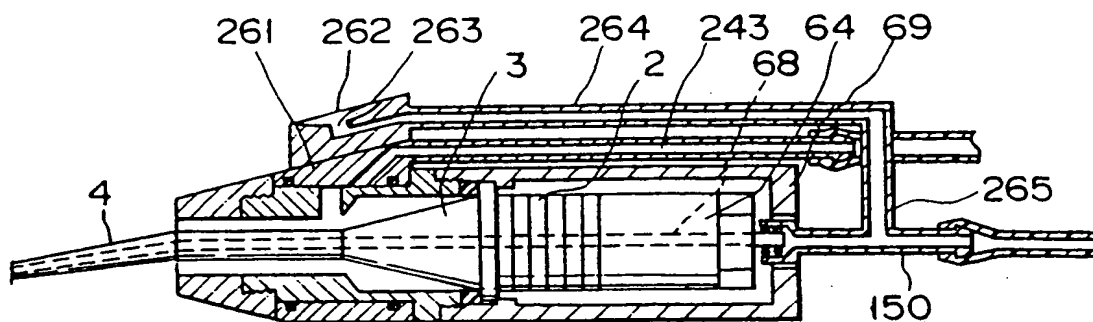


FIG. 94

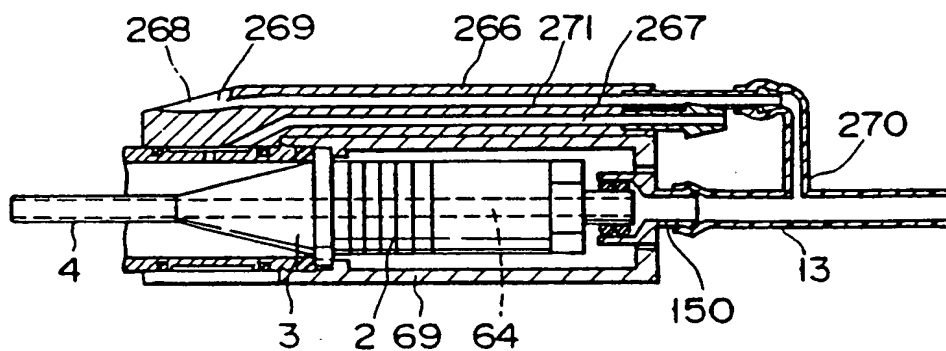


FIG. 95

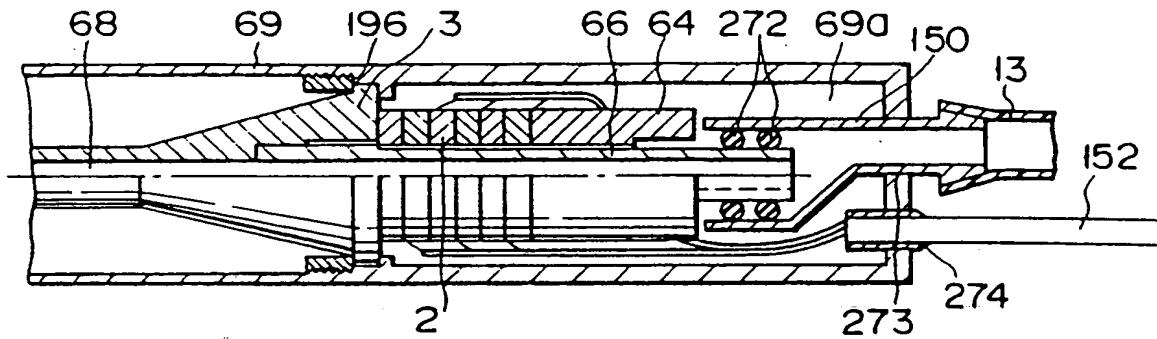


FIG. 96

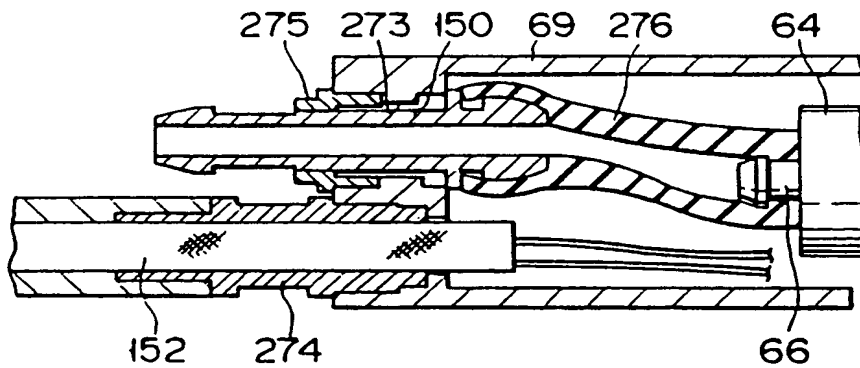


FIG. 97

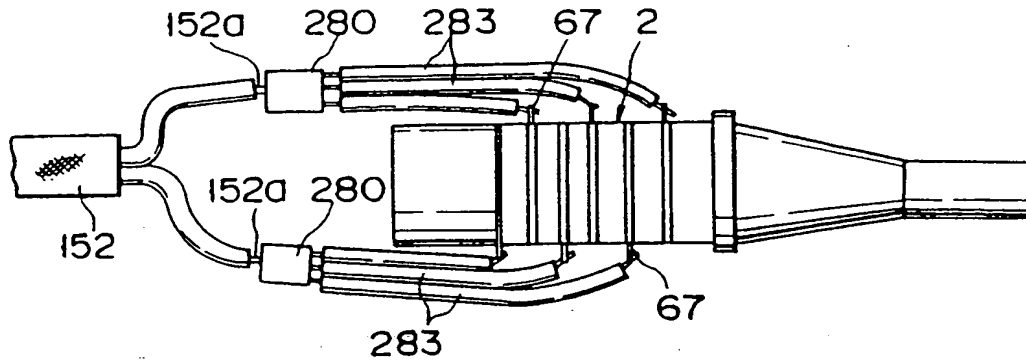


FIG. 98

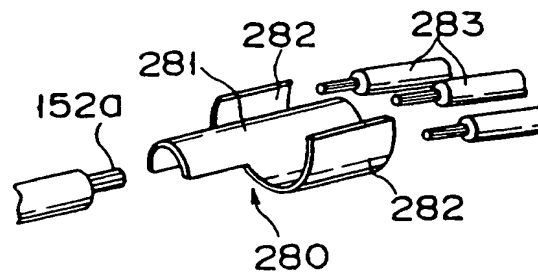


FIG. 99

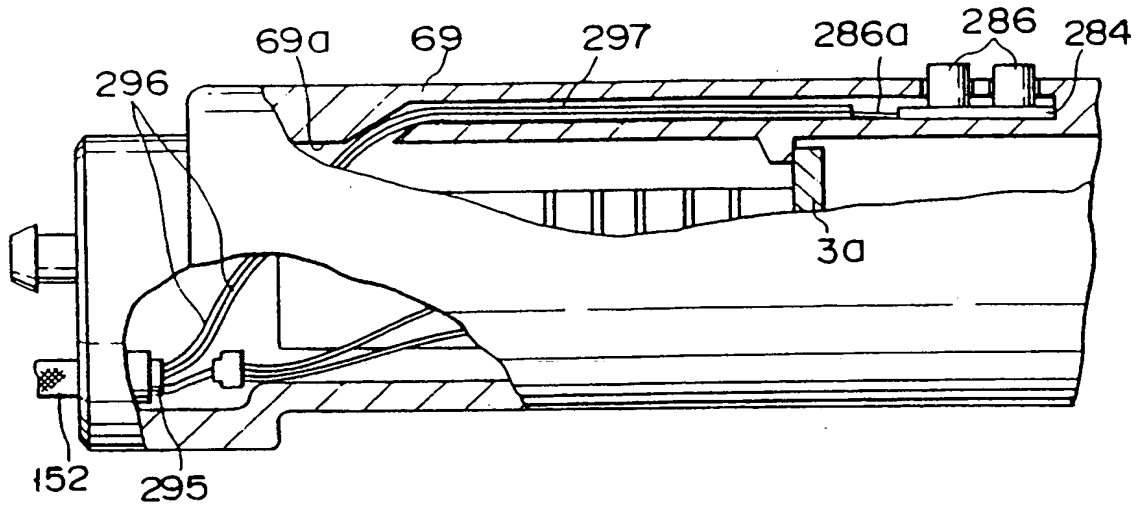


FIG. 100

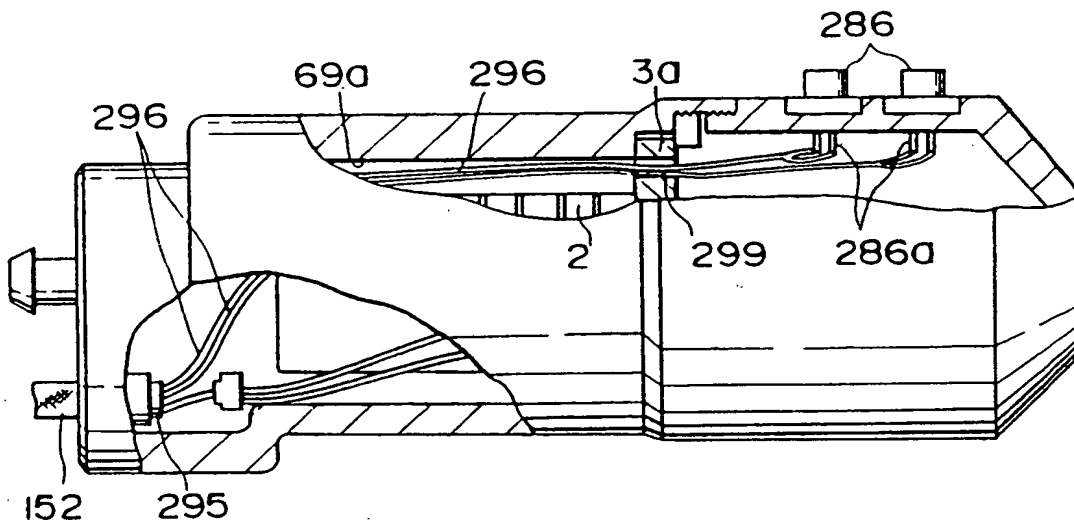


FIG. 101

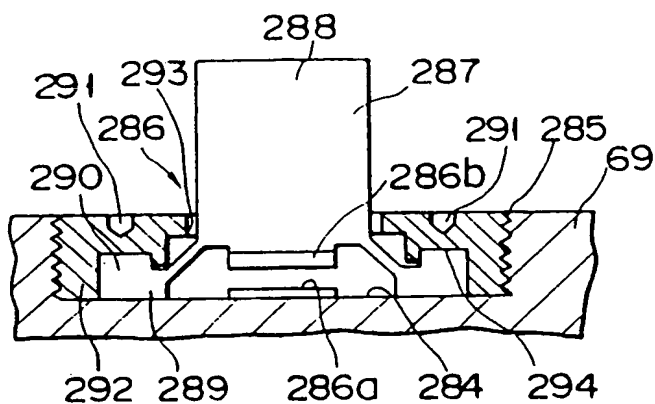
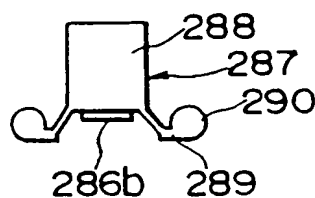


FIG. 102



F I G. 103

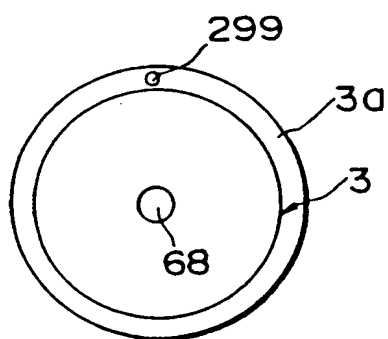


FIG. 104

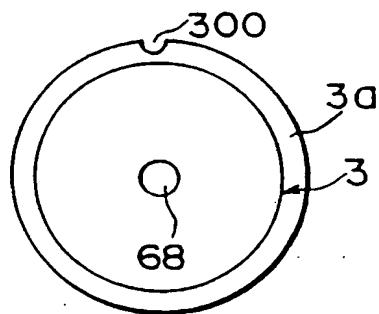
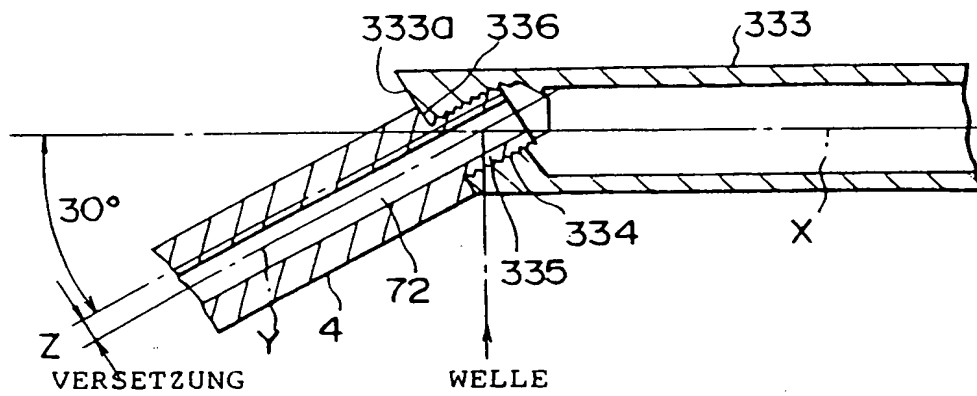
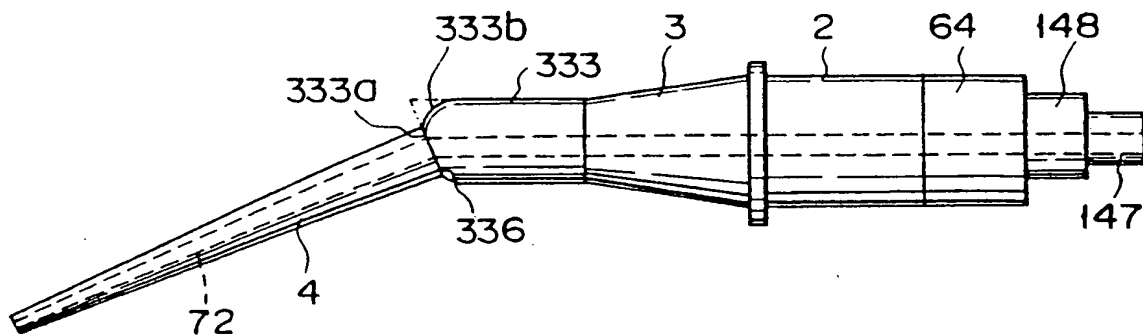


FIG. 105



F I G. 106



F I G. 107

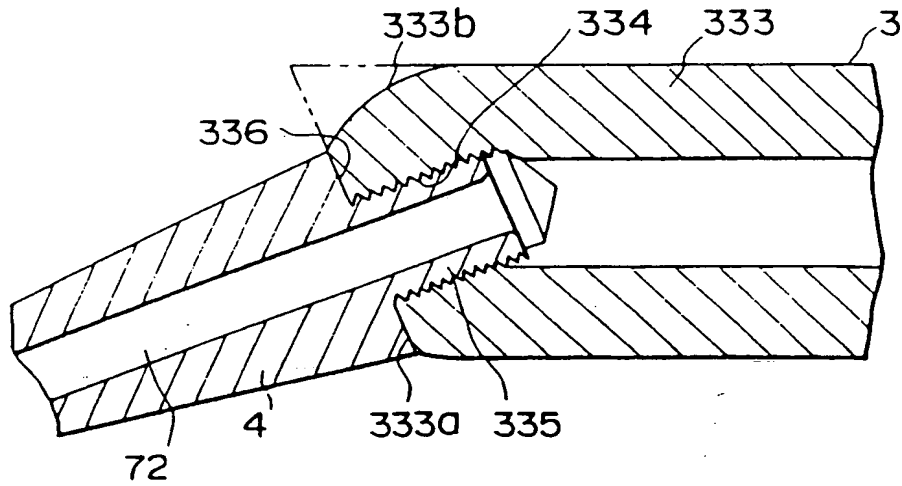


FIG. 108

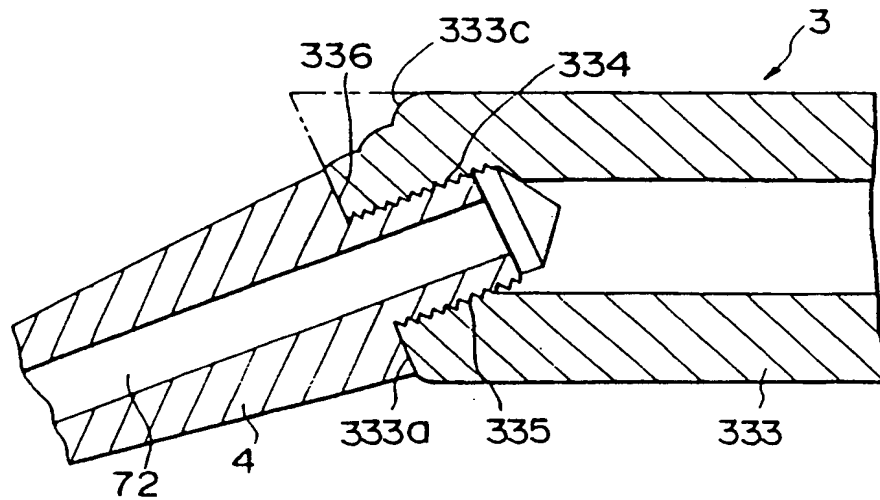


FIG. 109

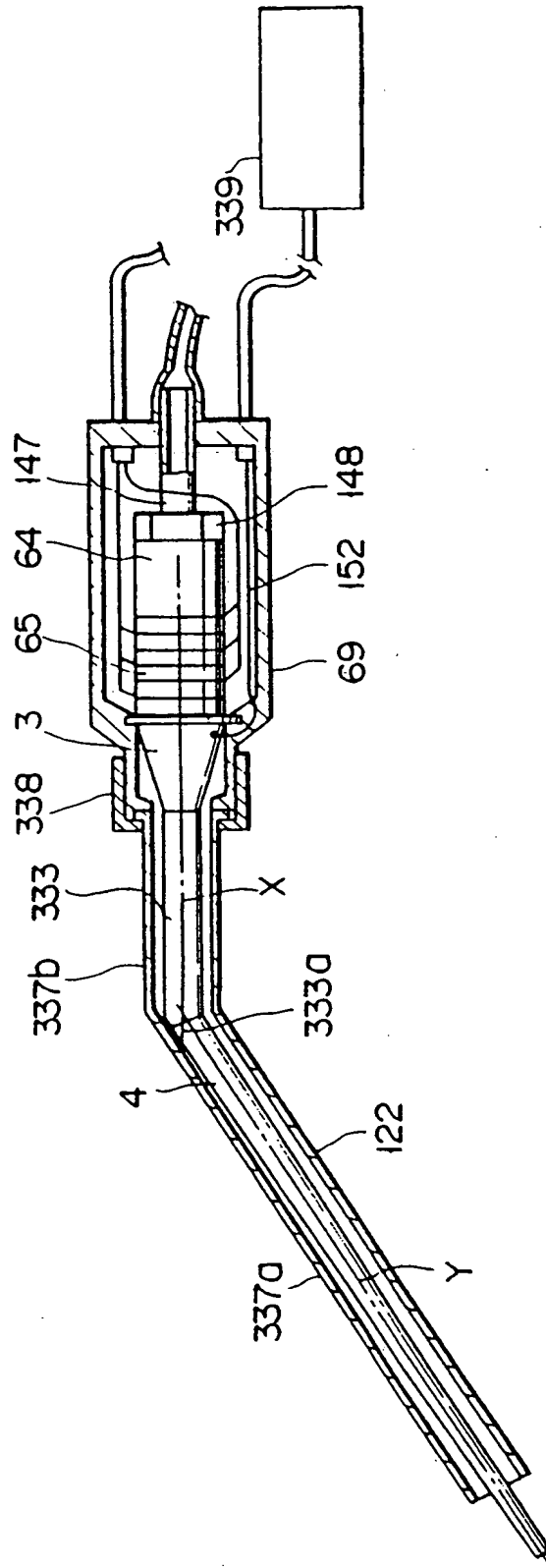


FIG. 110

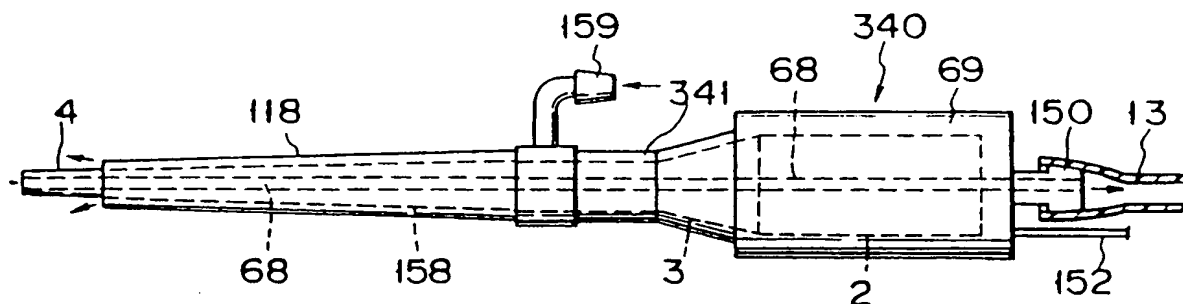


FIG. 111

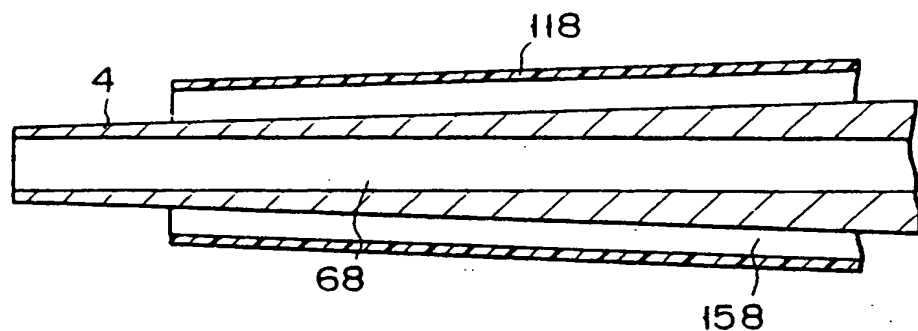
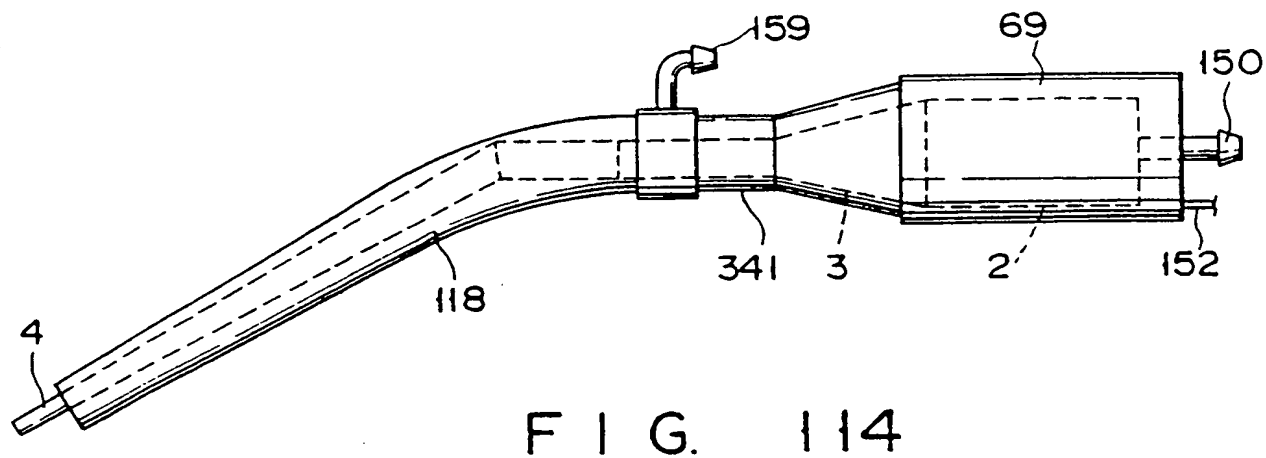
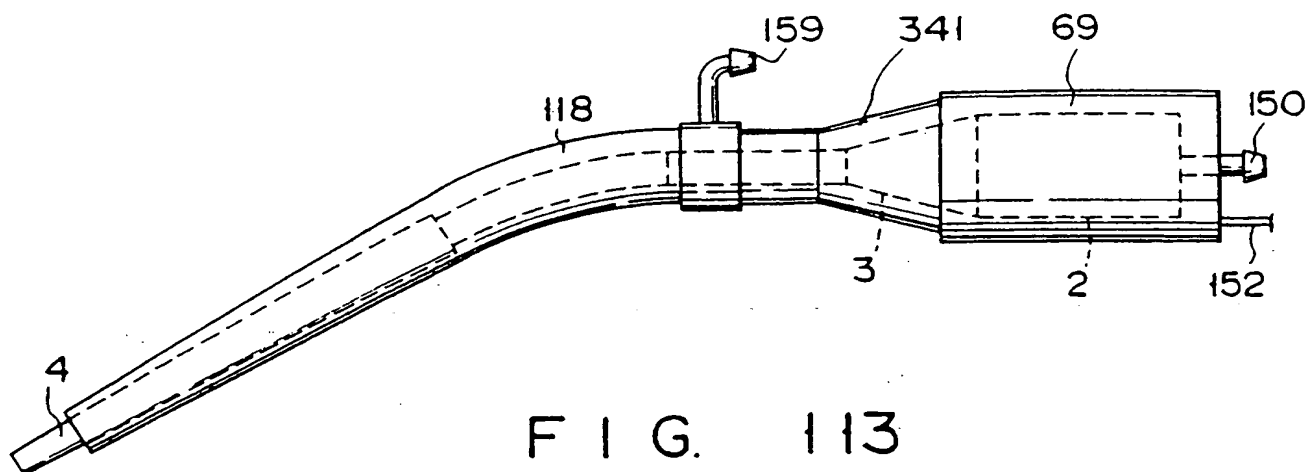


FIG. 112



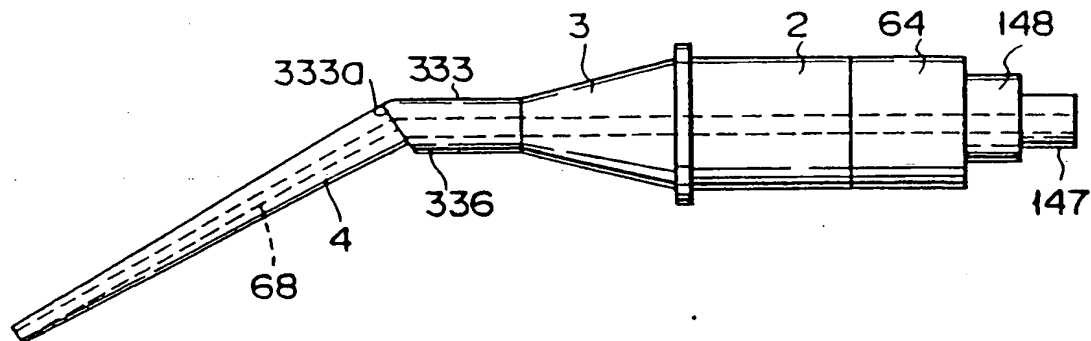


FIG. 115

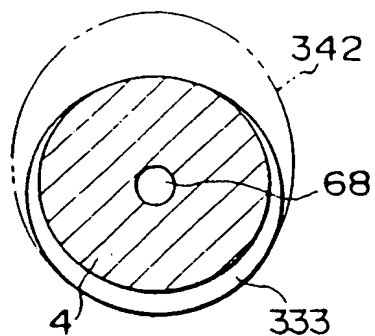


FIG. 117

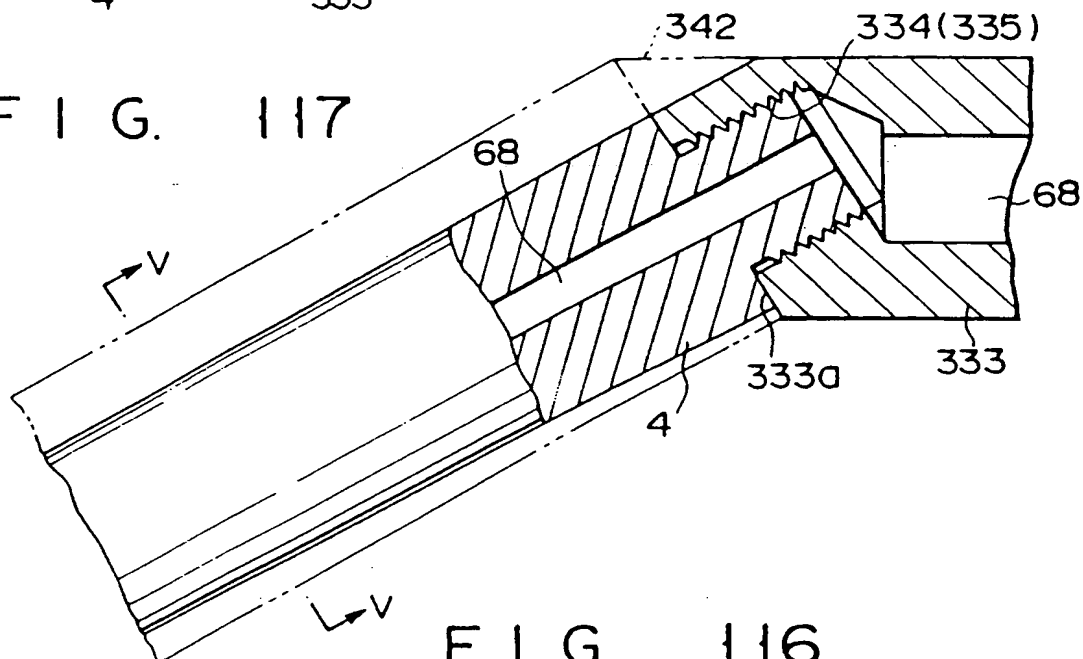


FIG. 116

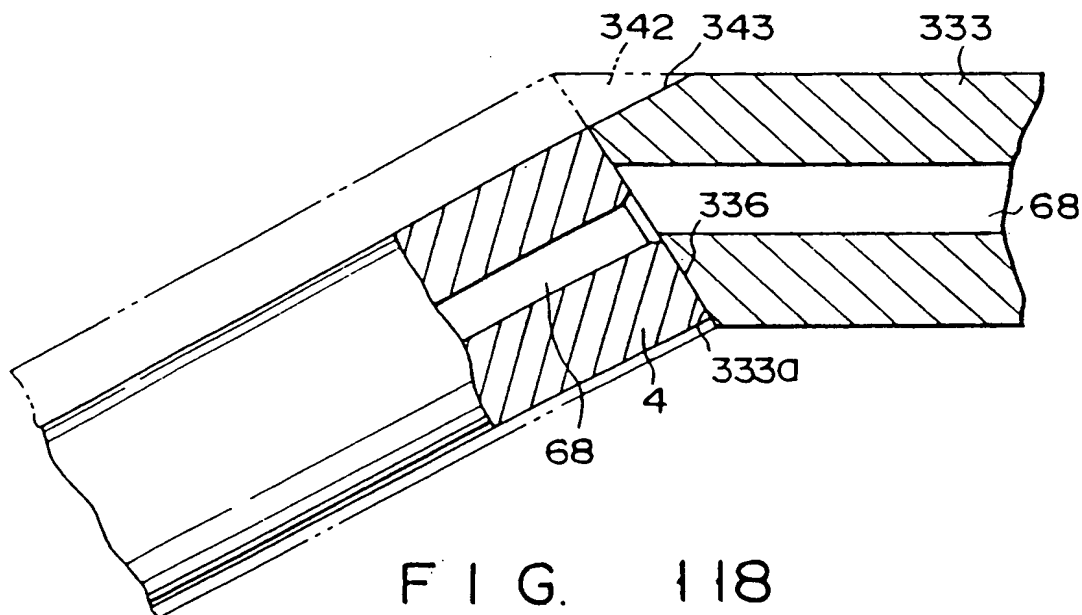


FIG. 118